

Aus dem Institut für Physiologie und Biokybernetik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. W. D. Keidel

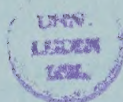
Die Muskeltonusmessung mit Hilfe der
Ultraschallaufzeit im Vergleich zur
Veränderung der Ruhedehnungskurve
in Erfassung mit mechanischen Mitteln und
der Impedanz einschließlich einer
Apparatur zur Erfassung der
Oberarm-Unterarm-Bewegung

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Gerhard Paul Kind
aus Proskau

1983

1983 No 4 13



Aus dem Institut für Physiologie und Biokybernetik
der Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor: Professor Dr. W. D. Keidel

Die Muskeltonusmessung mit Hilfe der
Ultraschallaufzeit im Vergleich zur
Veränderung der Ruhedehnungskurve
in Erfassung mit mechanischen Mitteln und
der Impedanz einschließlich einer
Apparatur zur Erfassung der
Oberarm-Unterarm-Bewegung

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Gerhard Paul Kind
aus Proskau

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. F. Wolf
Referent: Prof. Dr. E. David
Korreferent: Prof. Dr. W.-D. Keidel

Tag der mündlichen Prüfung: 24.10.1983

Für Franz i



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546217_0102

Inhaltsverzeichnis

=====

	Seite
1. Die Organisation der beweglichen Strukturen - eine morphologische und funktionelle Gliederung des Skelettmuskels	
1.1 Die Anatomie des Muskels	1
1.1.1 Das Scharnierellenbogengelenk	5
1.1.2 Der Musculus biceps brachii	7
1.2 Die Physiologie des Muskels	8
1.2.1 Die Grundkontraktionsarten	8
1.2.2 Das Alles-oder-Nichtsverhalten	9
1.2.3 Die mechanischen Eigenschaften	10
1.2.3.1 Das Dehnungs - Entdehnungsverhalten	10
1.2.3.2 Das elastisch-visköselastisch-plastische Modell nach Winton	11
1.2.4 Das Längen-, Spannungs-, Relations- und Arbeitsdiagramm	12
1.3 Die Biochemie des Muskels	15
1.3.1 Die Bestandteile	15
1.3.2 Der Energiestoffwechsel	17
1.3.3 Die ATP-Bildung im Muskelgewebe	18
1.3.4 Die Erregung, Kontraktion und Relaxion	19
2. Die motorische Innervation des Skelettmuskels	24
2.1 Das supraspinale System	24
2.2 Der spinale Anteil	27
3. Die Definition des Muskeltonus	28

3.1	Die Muskeltonusmessung mit verschiedenen Methoden	30
3.1.1	Die Muskeldehnungswiderstandsmessung nach Schaltenbrand	31
3.1.2	Der Minimyotonograph nach Lóránd	33
3.1.3	Die Polymyographie	34
3.1.4	Die Muskeltonusmessung nach David	36
3.2	Die Reproduzier- und Vergleichbarkeit gemessener Tonuswerte	40
4.	Eine Apparatur zur Erfassung der Oberarm-Unterarm-Scharnierbewegung	41
4.1	Die Beschreibung	41
4.2	Die Berechnungen	50
4.3	Die Wertetabellen	51
4.4	Die Diagramme	63
4.5	Die Berechnungen zur Beugemuskeltätigkeit	69
4.6	Die Zusatzeinrichtung zur Ermöglichung einer isotonischen Kontraktion	73
4.7	Die Meßmöglichkeiten	74
4.8	Zusammenfassung	74
5.	Der Ultraschall	75
5.1	Die physikalischen Grundlagen	75
5.2	Die Ultraschalldiagnostik	78
5.3	Die Nebenwirkungen des Ultraschalls	79
5.4	Die Muskeltonusmessung mit Ultraschall	80
5.5	Theoretische Überlegungen zur Muskeltonusmessung mit Ultraschall	81
5.6	Das Ultraschall-Meßgerät	83
5.6.1	Der Aufbau	83

5.6.2	Die Modellanalyse	87
5.7	Der Skelettmuskel - geschwindigkeits- relevanter Aufbau	92
5.8	Zusammenfassende Diskussion des Durch- schallungsmeßverfahrens mit Ultraschall	95
6.	Zusammenfassung	96
7.	Literaturverzeichnis	97
	Lebenslauf	102

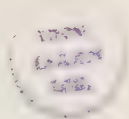
Vorwort

=====

Zu diesem Thema wurden 2 Dissertationen in gegenseitiger Abstimmung geschrieben. Es wurde die Möglichkeit einer Muskeltonusmessung mit dem Ultraschall-Durchschallungsverfahren erörtert und durch einen praktischen Versuchsaufbau experimentell untersucht. Weiterhin wurde eine Mechanik konstruiert, die alle Grundkontraktionsarten simulieren kann, was ja Voraussetzung zur Messung des Muskeltonus ist.

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit den morphologischen Gegebenheiten des quergestreiften Muskels und den sich daraus ergebenden Konsequenzen für eine Tonusmessung mit Hilfe des Ultraschalls. Die Mechanik zur Erfassung der Oberarm-Unterarm-Scharnierbewegung wurde werte- und kennlinienmäßig aufgezeichnet.

Die Dissertation von Herrn Fröhner beschreibt die experimentelle Ausführung des Durchschallungsverfahrens und die damit zusammenhängenden elektronisch-mechanischen Bedingungen.



Die Anatomie des Muskels ¹

=====

Etwa 300 bis 400 Einzelmuskeln bewegen unser Skelett und seine Gelenke; sie sind zu den unterschiedlichsten Funktionssystemen zusammengefaßt. Die Muskulatur spielt nicht nur für die Bewegung eine Rolle, sondern auch für die Wärmeregulation des Körpers (Kontraktionswärme), für die Blut-zirkulation (venöse Rückflußsteigerung durch Muskelkontraktion), für die Statik des Skeletts (elastische Eigenschaft im Wechselspiel Knochen - Muskel) und sie ist ferner Sinnesorgan, das durch Rezeptoren innerhalb des Muskels den Organismus über seine Lage im Schwerfeld der Erde, die Lage der Gelenke und über die Muskelspannung informiert. Diese vielfältigen Aufgaben werden allein durch Kontraktion und Dillatation des Muskels erfüllt.

Die Form und der Umfang eines Muskels hängen von seiner jeweiligen abzugebenden Leistung ab, für seine Gestalt und Wirkungsweise ist die Lage zum Gelenk entscheidend. Die Muskeln innerhalb eines Bewegungssystems wirken entweder als Synergisten oder als Antagonisten.

Bei der Präparation läßt sich der Muskel in Fasergruppen zerlegen, die durch bindegewebige Hüllschichten und Septen (Perimysium externum und internum) zu Funktionseinheiten zusammengefaßt werden. Die kleinsten Einheiten - vom Perimysium internum umkleidete Primärbündel - enthalten eine ungleiche Anzahl von Einzelfasern. Die bindegewebigen Scheiden ermöglichen eine Verschiebung der Muskelfasereinheiten gegeneinander und führen auch Nerven und Blutgefäße zu den Muskelfasern. An seinen Enden geht der Muskel in rundliche oder abgeplattete Sehnen über, die sich im Knochen befestigen (nur die Hautmuskeln strahlen mit pinselförmigen Sehnenfächern in die Haut ein). (Siehe dazu auch Abbildung 1: Muskelmodellschema, S.3)

¹ Nach Rohen J.W., Anatomie für Zahnmediziner 1977

Die durch das Perimysium internum abgegrenzten Muskelfasern stellen einzeln eine vielkernige Riesenzelle mit Hunderten von Kernen und einer Länge von mehreren Zentimetern dar, die embryonal aus einer einzigen Mesenchymzelle hervorgegangen ist. Durch die im Zytoplasma eingebetteten kontraktilen Fibrillen (Myofibrillen) an den Rand gedrängt, liegen die Zellkerne dicht unter der Zellmembran (Sarkolemn). Die Myofibrillen sind meist zu unregelmäßigen Gruppen gebündelt (Cohnheimsche Felderung) und von einer hohen Zahl von Zellorganellen (Mitochondrien, endoplasmatisches Retikulum) umgeben.

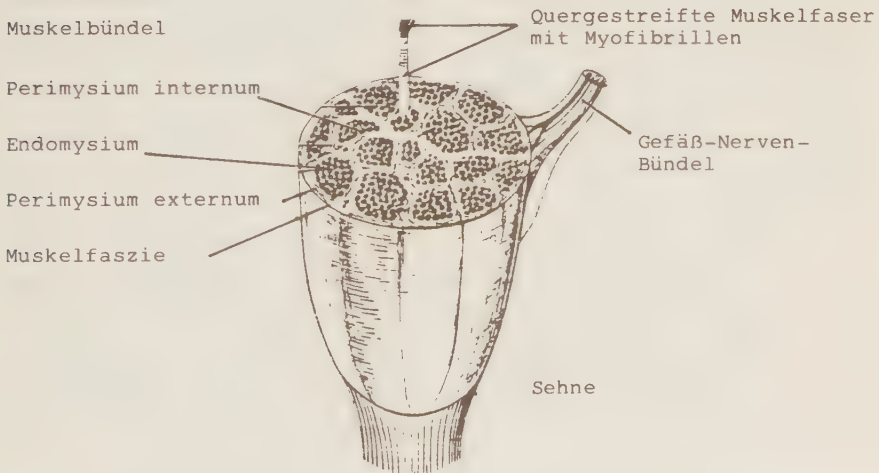
Die Kraft der Muskeln wird durch die Hilfseinrichtungen der Muskulatur (Sehnen, Bursae, Sehnenscheiden) auf den passiven Bewegungsapparat übertragen. Die Sehnen bestehen hauptsächlich aus parallel liegenden, in ungedehntem Zustand leicht gewellten kollagenen Faserbündeln (der leicht gewellte Verlauf ermöglicht ein "weicherer" Anziehen des Muskels bei Beginn der Kontraktion), die meist die ganze Länge der Sehne durchziehen. Die Fasern heften sich am Ende der Muskelfasern am Sarkolemn fest an und sind von lockerem Bindegewebe (Peritendineum internum und externum), das auch die versorgenden Nerven und Gefäße enthält, umgeben.

Der innere Aufbau eines Muskels erlaubt ihm normalerweise nur eine Verkürzung bis zur Hälfte seiner Ausgangslänge (Weber-Ficksche Regel!). An Stellen, an denen viel Kraft aufgewendet wird, sind die Muskeln kurzfasernig und breit, dort wo der Bewegungsumfang der Gelenke groß ist, sind sie langfasernig und schlank. Man unterscheidet zwischen Bewegungs- und Haltemuskulatur (z.B. Zusammenhalt der Gelenke in der Fußsohle). Die Kraftentfaltung des Muskels wird um so geringer, je näher die Fixpunkte zusammenrücken (aktive und passive Insuffizienz). Die Kraft eines Muskels hängt von der Zahl seiner kontraktilen Elemente ab und je nach Belastung desselben kommt es zu einer Aktivitätshypertrophie oder

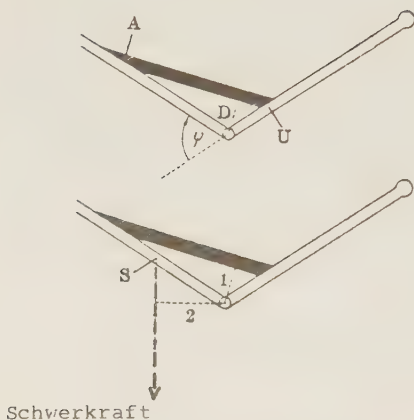
Inaktivitätstrophie des Muskels, um sich an die von ihm geforderte Leistung anzupassen.

In der Bewegungsmechanik handelt es sich meist um Drehbewegungen, bei denen generell zwei Komponenten unterschieden werden können: Zum einen die reine Gelenkwirkung, bei der der Zusammenhalt der Skelettelemente gefördert wird, und zum anderen die Bewegungskomponente, die zur Stellungsänderung im Gelenk führt. Hierbei spielen Hebelverhältnisse und Drehmoment an den Achsen eine Rolle. Je größer also der Kraftarm im Verhältnis zum Lastarm wird, um so geringer braucht die aufzuwendende Muskelkraft sein (Abbildung 2, S. 4).

Abbildung 1: Muskelmodellschema¹



² Rohen J.W., Anatomie für Zahnmediziner 1977

Abbildung 2³

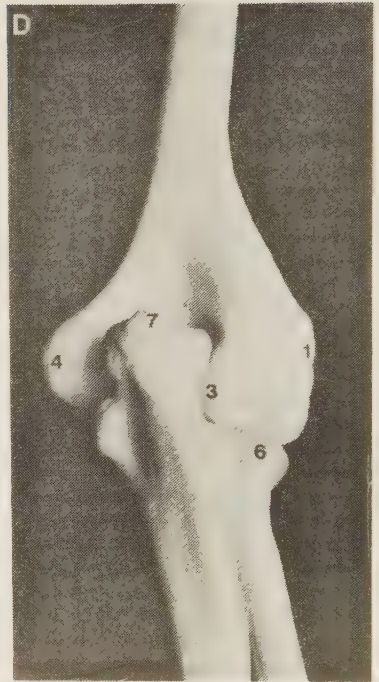
Der Hebelarm, unter dem ein Muskel angreift, ist je nach Stellung des Gelenkes verschieden. Errichtet man eine Senkrechte auf die durchschnittliche Zugrichtung des Muskels durch den Drehpunkt des Gelenks, so erhält man den Wert des Muskelmomentes (das Drehmoment ist in einer Streckstellung von 180° gleich 0 $\Rightarrow$ Muskelkraft ist nur Gelenkdruck). Mit zunehmender Beugung wird das Drehmoment größer. Dieses kann daher als eine Funktion des Drehwinkels $M = f(\psi)$ definiert werden.

³ Rohen J.W., Anatomie für Zahnmediziner 1977, S. 49

Das Scharnierellenbogengelenk (Articulatio humeroulnaris)
und der Oberarmbeugemuskel (Muskulus biceps brachii)

Der von uns zu untersuchende Muskel ist der Muskulus biceps brachii, der gut zugänglich und isoliert zu betrachten am Oberarm als Beuger arbeitet. Diesem Muskel und dem Ellenbogengelenk sind die später geschilderten Versuchsaufbauten angepaßt.

Das Ellenbogengelenk ist eine gelenkige Verbindung von Humerus, Radius und Ulna, wobei das Capitulum humeri mit dem Radiusköpfchen (Articulatio humeroradialis) und die Trochlea humeri mit der Incisura trochlearis ulnae (Articulatio humeroulnaris) artikulieren. Das Caput radii artikuliert außerdem mit der Incisura radialis ulnae (Articulatio radioulnaris proximalis). Die Artikulatio humeroradialis, humeroulnaris und radioulnaris werden von einer gemeinsamen Gelenkkapsel umschlossen und liegen daher im selben Kapselraum.

Bild 1 und 2 ⁴

- 1 Epicondylus lateralis
- 2 Capitulum
- 3 Trochlea
- 4 Epicondylus medialis
- 5 Processus coronoideus ulnae
- 6 Caput radii
- 7 Olecranon

humeri

⁴ Aus Mc Minn Hutchings, Photographischer Atlas der Anatomie des Menschen 1977, S. 101

Wir betrachten in unseren Versuchen nur die Scharnierbewegung der *Articulatio humeroulnaris*, die durch die Beuge- und Streckmuskeln ermöglicht wird. Die Beugebewegung bewirken der Muskulus biceps brachii, dessen *Caput breve* am *Processus coracoideus scapulae* und sein *Caput longum* an der *Spina scapulae* und der *Extremitas acromialis claviculae* entspringen und der an der *Tuberositas radii* ansetzt, der Muskulus brachialis, der im unteren *Humerus*drittel seinen Ursprung hat und der zwischen *Processus coronoideus* und *Tuberositas ulnae* ansetzt, der Muskulus brachioradialis, dessen Ursprung nahe der *Margo lateralis humeri* im unteren *Humerus*drittel liegt und der oberhalb des *Processus styloideus radiale* ansetzt, der Muskulus pronator teres, dessen *Caput humerale* unterhalb der *Margo medialis humeri* liegt und die Ansätze *Caput ulnare* unterhalb des *Processus coronoideus* und *Caput radiale* in der *Radius*mitte liegen und der Muskulus extensor carpi radialis longus, der vom unteren Teil der *Margo lateralis humeri* zur *Radius*mitte reicht. Die Streckbewegung wird fast ausschließlich vom Muskulus triceps brachii bewirkt, dessen *Caput longum* am *Tuberculum infraglenoidale scapulae*, der *Caput laterale* im oberen *Humerus*drittel und der *Caput mediale* in der unteren *Humerus*hälfte entspringen, der am *Olecranon* der *Ulna* ansetzt.⁵

⁵ Nach Mc Minn Hutchings, Photographischer Atlas der Anatomie des Menschen 1977

Die physiologischen Grundlagen des Skelettmuskels ¹

=====

Die mechanischen Eigenschaften des Muskels

Die Grundkontraktionsarten:

Wenn ein Muskel von einem Einzelreiz getroffen wird, erfolgt eine Zuckung, d.h. eine rasche Verkürzung mit anschließender Erschlaffung. Zwei Kontraktionsformen stellen die Grenzfälle der Muskelbewegung dar:

1. Die isometrische Kontraktion

Der Muskel entwickelt nur Spannung, verkürzt sich jedoch nicht.

2. Die isotonische Kontraktion

Der Muskel hebt bei gleichbleibender Spannung ein Gewicht und verkürzt sich dabei.

Aus diesem ergeben sich drei weitere Grundkontraktionsformen:

a) Auxotonische Kontraktion

Der Muskel erhöht seine Spannung und verkürzt sich.

b) Unterstützungskontraktion

Zuerst erfolgt isometrische und dann isotonische Kraftentfaltung.

c) Anschlagskontraktion

Zuerst erfolgt isotonische und dann isometrische Kraftentfaltung.

Aufgrund unterschiedlicher Struktur und Funktion (Kontraktionsgeschwindigkeit) unterscheidet man folgende Muskelfasern bei den quergestreiften Muskeln:

1. Rasche phasische Zuckungsfasern

Sie sind überwiegend in den Bewegungsmuskeln, sehen blaß-

¹ Nach Ganong, Physiologie 1974

Brecht K., Muskelphysiologie 1979

Silbernagel S., Despopoulos A., Taschenatlas der Physiologie 1978

Hasselbach W., Kramer K., Muskel 1975

Keidel, Anleitung zu den physiologischen Übungen 1978

Keidel, Animalische Physiologie (Logopäden-Scriptum) 1977

rosa aus und folgen der Alles-oder-Nichts-Regel.

2. Langsamere phasische Zuckungsfasern

Sie sind überwiegend in den Haltemuskeln, sehen rötlich aus und folgen der Alles-oder-Nichts-Regel.

3. Herzmuskelfasern

4. Tonusfasern

Sie sind noch langsamer und folgen nicht der Alles-oder-Nichts-Regel.

Die einzelne Muskelfaser folgt der Alles-oder-Nichts-Regel, das heißt der Schwellenreiz ist auch schon der maximale Reiz. Der Ganzmuskel folgt der Alles-oder-Nichts-Regel nicht, das heißt je nach Stärke der elektrischen Reize werden mehr oder weniger Muskelfasern erfaßt; daraus folgt, daß die Kontraktion abstufbar ist! Die größtmögliche Verkürzung des Muskels wird erst durch Überlagerung rasch aufeinanderfolgender Zuckungen möglich. Diese Summation von Verkürzungen kommt durch den erheblichen Unterschied in sehr kurzem Zeitverlauf der Erregung und Aktivierung des kontraktilen Apparates und der relativ langen Zuckung andererseits zustande. Es entwickelt sich eine rhythmisch unterhaltene Dauerverkürzung (TETANUS). Diese Verschmelzungsfrequenz beträgt für Warmblüter 50 - 100 Hz. Die maximale Spannungs- bzw. Verkürzungsamplitude kann 2 - 3 mal so hoch wie bei der Einzelzuckung sein. Zu dem unterschiedlichen Verhalten des Muskels im Tetanus und bei der Zuckung ist noch zu bemerken, daß mit steigender Temperatur die Spannungsentwicklung beim Tetanus größer und bei der Einzelzuckung kleiner wird.

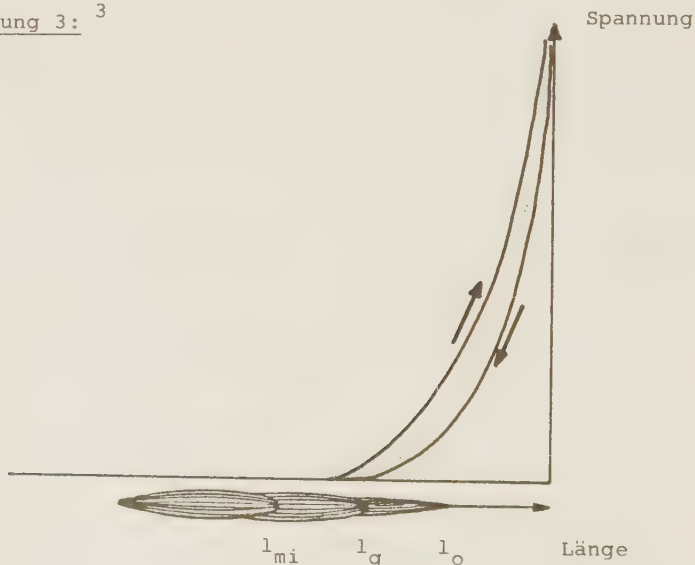
Die mechanischen Eigenschaften des quergestreiften Muskels

Die Materialeigenschaften des quergestreiften Muskels wurden eingehend von Reichel besprochen.²

Bei der passiven Dehnung eines Muskels kann man sein "gummielastisches" Verhalten beobachten. So ist das Elastizitätsmodul E am Anfang klein ($10^3 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$) und wird am Ende der Verlängerung groß ($10^5 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$). Er folgt also dem Hookschen Gesetz nicht.

Die gekrümmte Dehnungs- und Entdehnungskurve decken sich nicht (kein ideal-elastisches Verhalten!), da ein Teil der zur Dehnung aufgewendeten Energie als "innere Reibung" umgewandelt wird (Abbildung 3).

Abbildung 3: ³



"Dehnung (obere) und Entdehnung (untere Kurve) des Muskels
Ordinate = Spannung
Abszisse = Länge

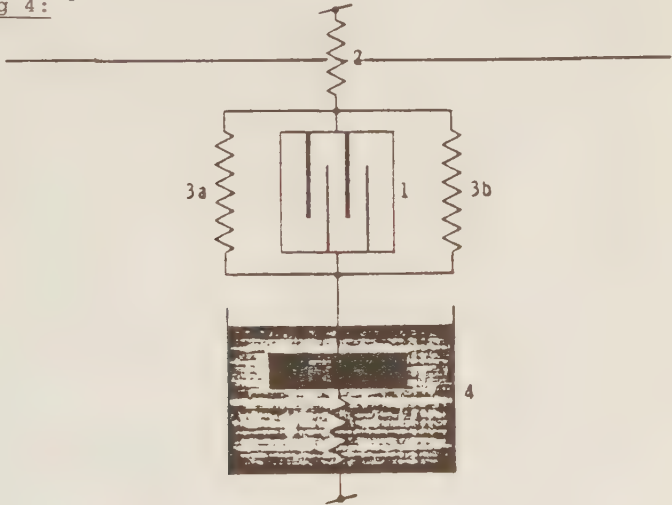
Darunter sind drei markante Längen eines isolierten Muskels eingezeichnet. l_{mi} = minimale Länge, auf die sich ein an seinen Sehnen abgetrennter Muskel zusammenzieht; l_g = Länge bei der er beginnt, meßbare Spannung zu entwickeln, l_o = mittlere Ruhelänge in corpore."

² Reichel H., Muskelphysiologie 1960

³ Nach Brecht K., Muskelphysiologie 1979

Eine eingehende Betrachtung der mechanischen Eigenschaften des Muskels führte zu dem Muskel-Modellschema, das aus elastischen, visköselastischen und viskösen Bauteilen zusammengesetzt ist (Abbildung 4).

Abbildung 4: ⁴



"Schema der Anordnung kontraktilel elastischer und visköser Elemente im Muskel. Eines der möglichen Modelle, um das Verhalten des Muskels bei passiver Dehnung und Kontraktion zu beschreiben.

Kontraktile Elemente (1) mit serienelastischer Komponente (2). Letztere ist vielleicht z.T. im "Hals" der Querbrücke zu suchen (Kontraktilenzyklus in: Biochemie des Muskels). 3a und 3b bedeuten parallel-elastische Komponenten (Bindegewebsfäden um die Muskelfaser und Sarkolemn). Viskös-elastische Komponente (4) in Serie (die visköse Komponente ist z.B. im zähflüssigen Sarkoplasma zu suchen!).

Das Modell berücksichtigt nur die physikalischen Gegebenheiten, nicht die tatsächliche Microstruktur."

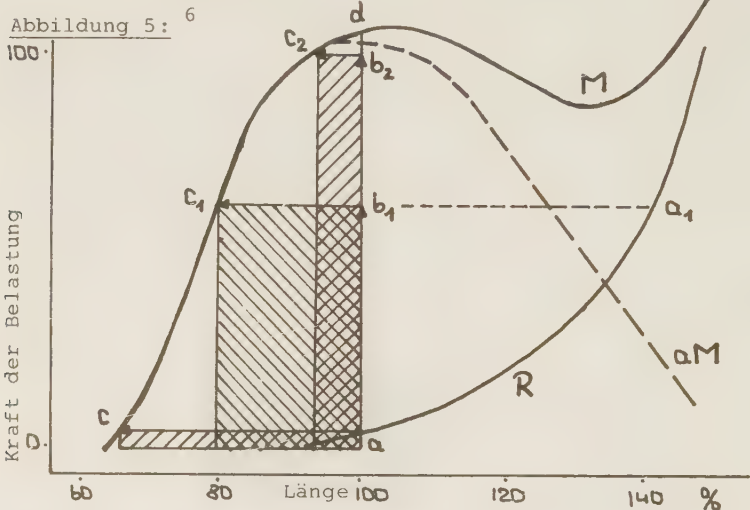
Dieses Muskelverhalten gegenüber Dehnung und Entdehnung wurde ähnlich mit dem elastisch-visköselastisch-plastischen Modell nach Winton⁵ beschrieben.

⁴ Nach Brecht K., Muskelphysiologie 1979

⁵ Winton F.R., Tonus im mammalian unstiated muscle 1930

Das Längen-, Spannungs-, Relations- und Arbeitsdiagramm

Zur Veranschaulichung der Muskelmechanik dient ein Längen-, Spannungs-, Relations- und Arbeitsdiagramm (Abbildung 5).



"Beziehung zwischen Länge und Spannung des Muskels in Ruhe und tetanische Kontraktion

Abszisse: Länge in % der in-corpore Länge ($l_0 = 100\%$)

Ordinate: Spannung (isometrisch entwickelte Kraft) oder Belastung

(Gewicht durch das der Muskel gedehnt wird und das er isotonisch anhebt) in % von $P_{\max} = 100$. R = Ruhedecknungskurve, M = Kurve der isometrischen Maxima (angenähert auch die Kurve der isotonischen Maxima), aM = Kurve der aktiven Kraftentwicklung (M minus R), a = Punkt auf der Ruhedecknungskurve von dem aus vier Kontraktionen ausgeführt werden:

ac = maximale isotonische Kontraktion ohne Unterstützung;
 ab₁ c₁ = maximale isotonische Kontraktion mit Unterstützung unter einer Belastung von 60 % von $P_{\max}$. Der Muskel muß erst eine Kraft, die dem Gewicht gleich ist, entwickeln (isometrische Phase ab₁), dann verkürzt er sich isotonisch (b₁, c₁), wodurch die Last gehoben wird. Die dabei jeweils geleistete Arbeit ist durch das zugehörige schraffierte Rechteck dargestellt. ab₂ c₂ = Kontraktion unter einer Belastung von 97 % $P_{\max}$. Die geleistete Arbeit ist kleiner als bei der Kontraktion ab₁ c₁. ad = reine maximal isometrische Kontraktion. Bei der Kontraktion ac wird die Ausgangslänge durch eine kleine Belastung festgelegt."

⁶ Brecht K., Muskelphysiologie 1979, S. 12.13

Die Länge des Muskels ist dabei horizontal angetragen, wobei 100 % der Ruhelänge im Körper entsprechen. Der Muskel ist im Körper "vorgedehnt". Durch den begrenzten Freiheitsgrad der Gelenke kann sich der Muskel im Körper nicht mehr als 10 % von seiner mittleren Länge dehnen oder verkürzen, er "arbeitet" also im optimalen Bereich. Wenn man das Gleit-Filament-Modell zugrunde legt, läßt sich deuten, warum der Muskel unter 60 % und über 150 % der Ruhelänge (im Körper) keine Spannung entwickelt. Vertikal wurde die Spannung, das heißt die isometrisch entwickelte Kraft oder die Belastung, also das Gewicht, durch das der Muskel gedehnt wird und das er isotonisch anhebt, angetragen.

Im Diagramm ergeben sich verschiedene Grenzkurven:

- a) Die Ruhe-Dehnungskurve, bei der der Muskel von seiner absoluten Ruhelage (von den Sehnenansätzen getrennt) passiv gedehnt wird.
- b) Die Kurve der Isometrischen Maxima - sie entspricht nahezu der Kurve der Isotonischen Maxima.
- c) Die Kurve der aktiven Kraftentwicklung, das heißt Kurve b) minus a).

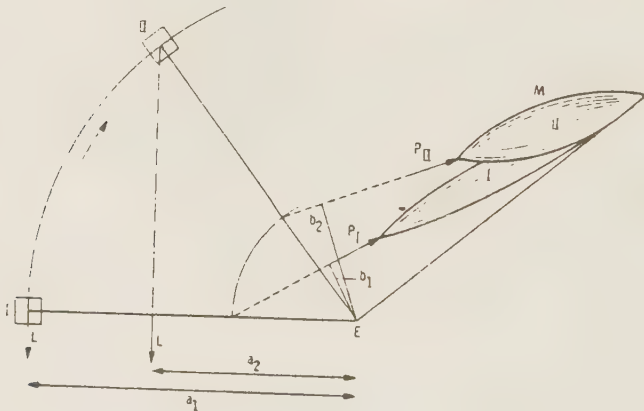
Weiter sind in dem Diagramm vier Kontraktionen eingezeichnet mit

- | | |
|----------------------|---------------------------------|
| 1. geringer Hublast | isotonisch |
| 2. mittlerer Hublast | isotonisch + isometrisch |
| 3. großer Hublast | fast isometrisch und |
| 4. | rein isometrischer Kontraktion. |

Die bei der jeweiligen isotonischen Kontraktion geleistete Arbeit wird durch Rechtecke dargestellt.

Aus dem Diagramm 5 ist abzuleiten, daß, wenn die Last, die der Muskel in seiner Ruhelänge gerade heben kann, entsprechend der Kurve der isometrischen (isotonischen) Maxima im Laufe der Verkürzung abnimmt, eine maximale Verkürzung des Muskels resultierte, bei der Last und Kraft gegen Null streben. Die von der Längen-Spannungskurve umschlossene Fläche stellt das theoretisch mögliche Arbeitsmaximum dar. Diese Voraussetzung kann erreicht werden, wenn der Muskel an einem Winkelhebel angreift, bei dem mit dem Drehmoment die Kraft abnimmt (Abbildung 6).

Abbildung 6: ⁷



"Bei der Verkürzung des Muskels M von Stellung I nach Stellung II wird das Drehmoment der Last L bezüglich des Drehpunktes E zunehmend kleiner, da der Hebelarm der Last L von a_1 auf a_2 abnimmt. Das am Drehpunkt E ausgeübte Drehmoment der Muskelkraft P_I bzw. P_{II} wird dagegen infolge der Verlängerung des Hebelarms von b_1 auf b_2 zunehmend größer (die Muskelverkürzung ist aus Gründen der besseren Übersicht zu groß gezeichnet)."

⁷ Brecht K., Muskelphysiologie 1979, S. 12.14

Die Biochemie des Muskels ¹

=====

Die Fähigkeit des Muskels sich zu kontrahieren ist zum einen an die Existenz spezieller Strukturelemente und zum anderen an die Bereitstellung chemischer Energie gebunden, die bei der Kontraktion in mechanische Energie umgewandelt wird. Die eigentlichen kontraktile Elemente - die Myofibrillen - bestehen aus vier Proteinen. Die unmittelbare Energiequelle für die Muskelkontraktion ist das ATP (Adenosintriphosphat).

Die Bestandteile des Muskels

Das Muskelgewebe besteht in seiner chemischen Zusammensetzung aus 75 % Wasser, 20 % Proteine, 2 % niedermolekulare organische Bestandteile und Kohlehydrate und 3 % anorganische Bestandteile.

50 - 60 % der Muskelproteine bilden den kontraktile Apparat der Muskelfasern, die Myofibrillen. Diese bestehen elektronenmikroskopisch aus 10 nm dicken Filamenten - dem Myosin - und 5 nm dünnen Filamenten - dem Aktin, Tropomyosin und Troponin, das noch aus drei Untereinheiten zusammengesetzt ist, - in einer charakteristischen Anordnung.

¹ Nach

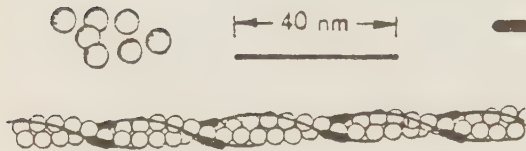
- a) Buddecke, Grundriß der Biochemie 1977
- b) Brecht K., Muskelphysiologie 1979
- c) Ganong, Physiologie 1974
- d) Hasselbach W., Kramer K., Muskel 1975
- e) Hofmann E., Funktionelle Biochemie des Menschen 1979
- f) Silbernagel S., Despopoulos A., Taschenatlas der Physiologie 1978

Hierzu die Abbildung 7 ²

Aktin

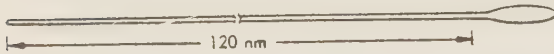
Tropomyosin

Troponin

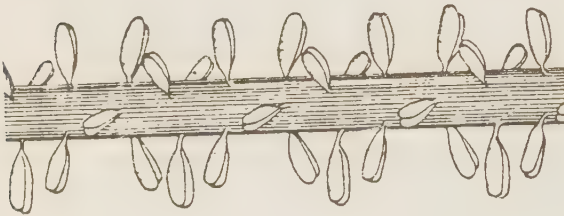


Dünnes Filament 1 nm lang

(200 Actinmoleküle
50 Troponinmoleküle
50 Tropomyosinmoleküle)



Myosinmoleküle



Dickes Filament 1,5 nm lang
(mehrere 100 Myosinmoleküle)

Myosin ist ein 140 nm langes und 2 nm dickes stabförmiges aus zwei schweren und 4 leichten Ketten bestehendes Molekül (Mol.Gew. 460 000), an dessen Ende zwei bis zu 10 nm lange Köpfe sitzen, die die Fähigkeit zur Bindung eines Mg-ATP-Komplexes besitzen und als ATP-spaltendes Enzym wirken. Sie haben die Tendenz, sich an die Aktinmoleküle zu binden, wozu es jedoch (in Abwesenheit von Ca^{2+}) unter dem hemmenden Einfluß des Troponins nicht kommt. Die dicken Filamente bestehen aus mehreren hundert Myosinmolekülen und machen 55 - 60 % des Myofibrillengewichtes aus.

² Nach Buddecke, Grundriß der Biochemie 1977, S. 456
Ganong, Physiologie 1974, S. 48

Die Moleküle Aktin (Mol.Gew. 46 000), Troponin (Mol.Gew. 80 000 - drei Untereinheiten) und Tropomyosin (Mol.Gew. 70 000 - zwei Ketten) bilden beim Aufbau der dünnen Filamente eine Struktur höherer Ordnung, indem etwa 200 kugelförmige Aktinmoleküle (G-Aktin) durch hydrophobe Wechselwirkung zu einer Kette (F-Aktin) zusammentreten und je zwei solcher Ketten in der Längsrichtung umeinander gewunden sind. In den Rinnen zwischen den Aktinketten liegen die etwa 40 nm langen aus 2 Polypeptidketten bestehenden Tropomyosinmoleküle, die sich über 4 Aktinmoleküle erstrecken. Auf jedem Tropomyosinmolekül sitzt zusätzlich noch ein Troponinmolekül.

Die Muskelproteine bestehen zu 40 % aus Enzymen der Glykolyse, des Citratzyklus und der Atmungskette.

Der Glykogengehalt des Skelettmuskels liegt zwischen 0,5 und 0,8 %. Die quergestreifte Muskulatur enthält etwa 19,3 μMol Kreatinphosphat und 4,5 μMol ATP pro Gramm Frischgewebe.

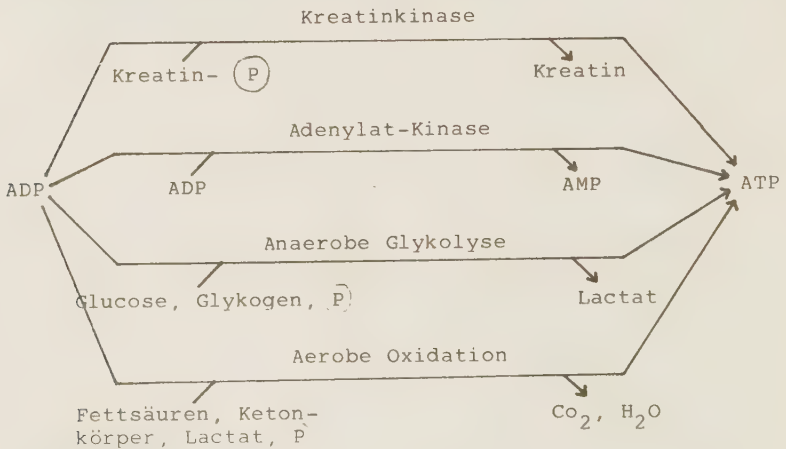
Der Energiestoffwechsel des Muskels

Das ATP ist der unmittelbare Energielieferant für die Muskelkontraktion. Daher ist die Aufrechterhaltung eines hohen ATP-Spiegels notwendig für die Funktionserhaltung des Muskels. Im allgemeinen erfolgt die Kontraktion und Relaxion des Muskels unter aeroben Bedingungen, so daß der ATP-Bedarf durch die Atmungskettenphosphorylierung gedeckt wird, doch kann der Muskel auch unter eine relative Anaerobiose geraten oder ebenfalls ständig unter anaeroben Bedingungen Arbeit leisten.

Dabei gewinnt der Muskel einen Teil des ATP über die Glykolyse (sauerstoff-unabhängige Reaktion), wobei Milchsäure als Endprodukt gebildet wird. In der Leber wird das Lactat resynthetisiert bzw. veratmet (Cori-Zyklus), wie auch an-

dere Organe Lactat als direkte Energiequelle nutzen können. Die gute Ausstattung des Muskels mit Enzymen der Glykolyse erlaubt einen hohen Glukosedurchsatz (Muskelglykogeninanspruchnahme) und damit die Aufrechterhaltung eines hohen ATP-Spiegels, doch stellt sich der Muskel für eine Dauerleistung auf die ATP-Bildung durch oxydative Phosphorylierung um und vermag dabei als Substrate freie Fettsäuren, Ketonkörper und auch Lactat zu verwerten. Dazu trägt auch bei, daß die bei der Kontraktion eintretende Spaltung des ATP in ADP und Phosphat die Atmung auf das Mehrfache beschleunigt. Für die ATP-Versorgung des Muskels sind zwei weitere zur ATP-Bildung führende Stoffwechselwege von Bedeutung. Zum einen die Kreatinase-Reaktion und zum andern die Adenylatkinase-Reaktion.

Somit haben wir folgende Möglichkeiten der ATP-Bildung im Muskelgewebe:³



³ Nach Buddecke, Grundriß der Biochemie 1977, S. 459

Die Erregung, Kontraktion und Relaxion des Muskels

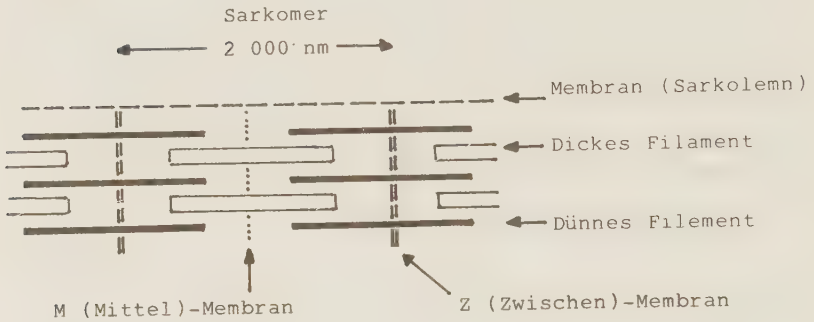
Der physiologische Erregungsvorgang wird durch den eintreffenden Nervenimpuls, der eine Freisetzung von Acetylcholin im Bereich der neuromuskulären Synapsen bewirkt, eingeleitet. Dieses Acetylcholin führt zu Änderungen der Membraneigenschaften des Sarkolemns (die schließlich zur Kontraktion führen), wird seinerseits jedoch innerhalb von etwa 2 Millisekunden durch die in großer Menge in der Endplatte lokalisierten Acetylcholinesterase (Abbauf ferment) hydrolysiert und biologisch inaktiviert. Dadurch wird eine rhythmische Erregung (Tetanus) ermöglicht.

Für das Verständnis des Kontraktionsvorganges ist es von Bedeutung, daß die dicken Filamente in einer regelmäßigen hexagonalen Anordnung von dünnen Filamenten umgeben sind und sich diese Struktur periodisch wiederholt, so daß jedes dünne Filament symmetrisch zwischen drei dicken Filamenten liegt. Jeweils mehrere Gruppen sind in der Muskelfaser hintereinander geschaltet, wobei man diese Funktionseinheiten als Sarkomere bezeichnet, die durch Zwischenmembrane (Z-Membrane) begrenzt werden, deren Hauptbestandteil das Gerüstprotein -Aktinin (etwa 20 % des Fibrillengewichtes) darstellt. In der Mitte des Sarkomers befindet sich parallel zur Zylinderachse angeordnet, aus dem M-Protein bestehend, die Mittelmembran (M-Membran). Dazu folgende Abbildungen:⁴

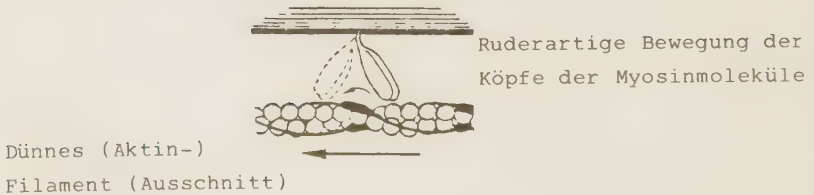
⁴ Buddecke, Grundriß der Biochemie 1977, S. 460
Ganong, Physiologie 1974, S. 48

Abbildung 4:

Organisation des quergestreiften Muskels
 Das Sarkomer ist die kleinste funktionelle
 Einheit der Myofibrillen.

Abbildung 5:

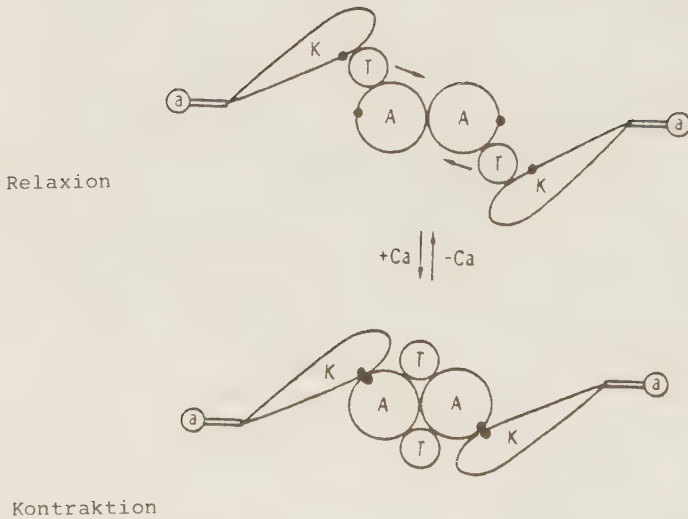
Dickes (Myosin-) Filament
 (Ausschnitt)



Bewegungsrichtung
 des dünnen Filaments

Beim Kontraktionsvorgang schieben sich die dünnen Filamente teleskopartig in die dicken Filamente hinein und bewirken dadurch eine Verkürzung der Muskelfibrillen nach der sogenannten Gleitfilament-Theorie (die 'sliding filaments' Theorie nach H.E. Huxlem und J. Hanson).⁵ Dabei wird ATP verbraucht. Die Kontraktion setzt eine Steigerung der intramuskulären Calciumkonzentration von 10^{-7} auf 10^{-5} Mol/l₁ und eine Erhöhung der ATPase-Aktivität voraus, die durch motorische Nervenimpulse eingeleitet wird (innerhalb weniger msec tritt Ca^{2+} aus dem extrazellulären Raum in den sarkoplasmatischen Raum). Dieser Anstieg des Ca^{2+} im Cytosol (von 10^{-8} auf 10^{-5} M) führt zur Konformationsänderung und Hemmwirkungsausschaltung des Troponins unter gleichzeitiger Bindung des Ca^{2+} . Dadurch wird jeder mit ATP beladene Kopf eines Myosinmoleküls aktiviert und ihm eine Bindung an ein Aktinmolekül ermöglicht. Die Köpfe der Myosinmoleküle stellen den Kontakt zu den Aktinmolekülen her. Bei der unter der ATPase-Wirkung des Myosinkopfes eintretenden Spaltung eines ATP-Moleküls ändert sich der Bindungswinkel zwischen Myosin- und Aktinmolekül. Es kommt zur Ablösung des Myosinkopfes, zum Beladen mit einem neuen ATP-Molekül und zur Ankopplung an ein anderes Aktinmolekül. Die Myosinköpfe führen dabei eine 'runderartige' Bewegung aus, die schließlich eine Kontraktion der Sarkomeren bewirken.

⁵ Huxlem A., Hanson J.: The molucular basis of Contraction in Crop-striated muscles 1960
 Huxlem Simmons: Proposed mechanism of force generation in striated muscle 1971

Abbildung 6: ⁶

A = Aktin

T = Myosinkopf (HMM-S₂)a = Achse zwischen HMM-S₂ und LMM

"Es sind jeweils Transversalschnitte durch die Aktinstränge dargestellt; die Schaftteile (LMM) der Myosin-Moleküle sollte man sich senkrecht zur Papierebene nach unten vorstellen! In der Ruhe (Zustand der Relaxion) trennen die Tropomyosin-Fäden die Myosinköpfe und die Aktin-Moleküle sterisch voneinander.

Bei der Kontraktion 'rutschen' die Tropomyosin-Fäden in die Rinnen der Aktin-Stränge; infolgedessen werden starke Verbindungen zwischen Myosin-Köpfen und den Aktin-Molekülen hergestellt. Durch die Drillbewegung in umgekehrter Richtung werden die Kontakte zwischen den Myosin-Köpfen und den Aktin-Molekülen wieder gelöst. Die 'Ruderbewegung' der Myosin-köpfe schieben die Aktin-Stränge senkrecht zur Papierebene nach vorne." ⁷

⁶ Nach Brecht K., Muskelphysiologie 1979, S. 12.23

⁷ Aus Gillis J.M., La recherche 1975

Im Anschluß an die Kontraktion werden in der Erholungsphase das verbrauchte ATP und das Kreatinphosphat resynthetisiert. Die hierfür notwendige Energie stammt aus dem oxidativen Stoffwechsel. Es wird auch das Calcium unter ATP-Verbrauch wieder in die Grana hineintransportiert.

Die motorische Innervation des Skelettmuskels ¹

=====

Die Bewegung des Skelettmuskels wird durch das motorische Nervensystem gesteuert. Die Muskelkontraktion kann nur über die A -Nervenfaser (je nach Leitungsgeschwindigkeit unterscheidet man A α -(120 m/s), A β -, A γ -, A δ -, B-(15 $\frac{m}{s}$) und C-Fasern (0,5 m/s).) und ihre motorischen Endplatten ausgelöst werden. Alle motorischen Einflüsse spinal oder supraspinal (man kann das motorische System in einen spinalen Anteil, wo einfache Korrekturen der Muskeltätigkeit auf Rückenmarksebene erfolgen, und in einen supraspinalen Anteil, wo die höheren koordinativen motorischen Leistungen an die Mitwirkung übergeordneter Hirnstrukturen gebunden sind, einteilen) laufen über diese gemeinsame Endstrecke.

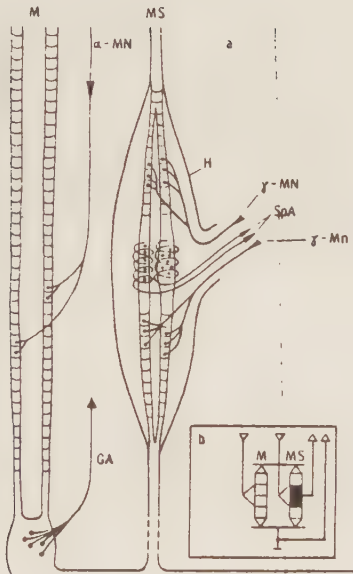
Das motorische System ist in zwei Aufgabenbereiche² zu unterteilen, zum einen in die Halte- oder Stützmotorik und zum anderen in die Bewegungs- oder Zielmotorik.

Die Funktionsgrundlage des spinal-motorischen Systems bildet der Eigenreflex.³ Den Rezeptor dieser Funktion bilden die Muskelspindeln (Abbildung 1), intrafusale der Arbeitsmuskulatur parallel geschaltete Elemente, die "dehnungs-empfindliche Fühlorgane" - Dilatorezeptoren - darstellen.

¹ Nach Rohen J.W., Anatomie für Zahnmediziner 1977
 Caspers H., Zentralnervensystem 1979
 Keidel W.D., Scriptum Animalische Physiologie 1974
 Keidel W.D., Anleitung zu den physiologischen Übungen
 Ganong, Physiologie 1974
 David, Spinale Motorik

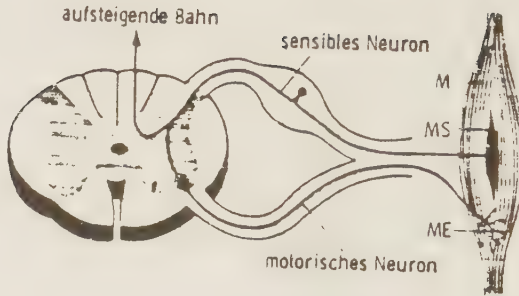
² Haase J., Haltung, Bewegung - spinale Koordination 1976

³ Hofmann P., Die physiologischen Eigenschaften der Eigenreflexe 1934

Abbildung 11: ⁴

"Schematisierte Darstellung einer Muskelspindel (MS) mit fibrinöser Hülle (H) in Zuordnung zu zwei extrafusalen Muskelfasern (M). α -MN = α -Motoneuron; γ -MN = γ -Motoneuron; GA = afferente Faser von den Golgi-Organen der Sehnen; Sp A = afferente Faser von den Rezeptororganen der Muskelspindeln."

⁴ Nach Caspers H., Zentralnervensystem 1979, S. 21.23

Abbildung 12: ⁵

"Schema des Eigenreflexbogens. Die Erregungen der dehnungs-empfindlichen Rezeptoren der Muskelspindeln (MS) werden über eine Reflexkollaterale des sensiblen Neurons monosynaptisch auf ein motorisches Neuron übertragen und den neuromuskulären Endplatten (ME) der Arbeitsmuskulatur (M) zugeleitet."

Diese Dilatorezeptoren werden durch Zug in der Längsrichtung erregt und bewirken über den Regelkreis Rezeptor - sensibles Neuron - Synapse - motorisches Neuron - Muskel eine Muskelkontraktion und damit eine Spindelentdehnung. Beiderseits der Rezeptorareale sind die intrafusalen Muskeln kontraktile und durch γ -Fasern erregbar. Die Erregungsschwankung der γ -Motoneurone, auch fusimotorische Neurone genannt, beeinflusst die Empfindlichkeit der Dilatorezeptoren.

Außer den Muskelspindeln sind als Fühler in den Sehnen (in den Golgiorganen) spannungsempfindliche Fühler - Tensorezeptoren - lokalisiert, die durch eine Gegenkopplungsschaltung die Spannung in einem Muskel selbsttätig begrenzen.

⁵ Nach Caspers H., Zentralnervensystem 1979, S. 21.23

Die vorstehend angefügten Teilstrukturen bilden die funktionelle Einheit des spinalmotorischen Systems und ermöglichen zum Beispiel einfache motorische Reaktionen, wie den Patellarsehnenreflex.

Die Evolution stellt die spinale Motorik innerhalb der aufsteigenden Tierreihe immer mehr unter die zentrale Kontrolle der supraspinalen Motorik, so daß bereits bei den Wirbeltieren alle spinalen Leistungen distal einer kompletten Durchtrennung des Rückenmarks zunächst ausfallen (Aflexie und schlaffe Lähmung⁶).⁷

⁶ Sherrington, Decerebrate rigidity, and reflex coordination of movements 1898

⁷ Reeh, Supraspinale Motorik

Der Muskeltonus - Definition

Da in der wissenschaftlichen Literatur eine eindeutige und allgemeingültige Definition des Muskeltonus nicht gegeben ist, werden im folgenden einige Erläuterungen zu den in dieser Arbeit verwendeten "Tonusarten" gegeben.

Der Ruhetonus:

Der Muskel zeigt in Ruhe oder bei passiver Bewegung keine elektromyographisch erfaßbare elektrische Aktivität. Der Widerstand, den der Muskel Bewegungen entgegensetzt, ist also Ausdruck seiner mechanischen Eigenschaften (siehe Muskelmechanik S.10 ff), das heißt bedingt durch seinen Aufbau und sein Eingespanntsein zwischen den Insertionsstellen. Diese Grundspannung¹ wurde von P. Schultz² als "Substanztonus" und Spiegel³ als "stromloser Tonus" beschrieben.

Der plastische Tonus: ⁴

Er spielt bei der quergestreiften Muskulatur in vivo unter physiologischen Verhältnissen keine Rolle, jedoch schon bei der glatten Muskulatur, bei den sog. "Sperrmuskeln". Er beruht auf einem Verkürzungsrückstand, das heißt einem Überdauern der Umordnung kontraktiler Proteine nach einer aktiven Verkürzung.

Der Reflextonus:

Bei Spastik und Rigor reagiert der Muskel auf eine passive Dehnung mit einem erhöhten federnden (Spastizität) oder zahnradartigen (Rigor) Widerstand, der auch elektrophysiologisch nachweisbar ist und sich unter Narkose ändert. Dieser Reflextonus wird nach Hopf⁵ als erhöhte pathologische,

¹ Brecht K., Muskelphysiologie 1979

² Schultz P., Arch. Physiologie 1897

³ Spiegel, Physiologiehandbuch 1929

⁴ Brecht K., ebenda

⁵ Hopf, Tonusprüfung 1974

unwillkürliche Tonussteigerung beschrieben, während Brecht⁶ mit der unwillkürlichen Haltetätigkeit und der willkürlichen Bewegung diesen Begriff umfassender gebraucht.

Der Innervationstonus:

Hier sind es die zwei nervös kontrollierten Formen der Muskelaktivität⁷, die den Dehnungswiderstand erhöhen: Die unwillkürliche Haltetätigkeit und die willkürliche Bewegung. Bei beiden handelt es sich um tetanische Kontraktionen.

So läßt sich der Tonus der quergestreiften Muskulatur in Anlehnung an Piéron⁸ und Foix⁹ in den Ruhetonus, den Reflextonus und den Innervationstonus unterteilen. In dieser Arbeit werden die vorstehenden Interpretationen des Ruhetonus und des Innervationstonus benützt.

⁶ Brecht K., Muskelphysiologie 1979

⁷ Brecht K., ebenda

⁸ Piéron H., Les formes et le mécanisme céréveau du tonus 1920

⁹ Foix C., Sur le tonus et le contractures 1924

Verschiedene Methoden der Muskeltonusmessung

=====

Den variablen und von der jeweiligen Innervation gesteuerten und damit ständig dynamischen Veränderungen unterworfenen Muskeltonus quantifizierbar, meßbar zu machen, war und ist Anlaß für zahlreiche und vielfältigste Untersuchungen der möglichen Methoden. Vor allem mit mechanischen Hilfsmitteln wurden zahlreiche Versuche angestellt. Neben den im folgenden genauer beschriebenen Methoden von Schaltenbrand (Mechanomyographie), Lóránd (Minimotonograph) Wyssotschin (Polymyographie) und David seien hier erwähnt: Die Muskeltonusmessungen nach Van Der Laarse:¹ Eine Greifmechanik drückt den Muskel ein und der Druckwiderstand wird über Meßaufnehmer aufgezeichnet. Diese Apparatur wird Muskelsclerometer genannt und zeichnet dynamische Vorgänge (Widerstandsschwankungen) auf.

Die seismographischen Methoden: Aus Rußland werden Methoden genannt, "nach denen die Fortpflanzung durch eine auffallende Kugel erzeugte Druckwelle, ähnlich der von Keidel² berichteten Messung der Hautelastizität, aufgezeichnet wird. Neben dem Einwand der Umständlichkeit spricht die Schwierigkeit der Trennung von Haut- und Muskelwelle gegen eine solche Methode."³

¹ Van Der Laarse D., Muscular Tonus Measurements in Medicine and Sport 1971

² Keidel W.O., Vibrationsreception, der Erschütterungssinn des Menschen 1956

³ David, Ist der Muskeltonus meßbar?

Die Muskeldehnungswiderstandsmessung nach Schaltenbrand¹

Früher angewandte Meßmethoden zur Erfassung des Muskeldehnungswiderstandes, von heute nur noch historischem Interesse, finden sich in der überarbeiteten Monographie von Spiegel.² Zur Messung des Muskeldehnungswiderstandes hat sich nach Hopf³ nur die gegenüber definierten passiven Bewegungen als fruchtbar erwiesen. Nur eine Apparatur, die von Schaltenbrand und Hampl⁴ konstruiert wurde, hat sich klinisch bewährt. Sie funktioniert folgendermaßen:

Ein Elektromotor treibt eine Achse an, die wahlweise einen Winkelausschnitt zwischen 20° und 50° bestreicht. Gelenkachse (Ellenbogen oder Knie) und Motorachse stimmen überein, das freie Extremitätenende liegt auf einer Metallschiene, die über eine kräftige Stahlfeder mit der Motorachse in Verbindung steht. Sobald das bewegte Extremitätenende der Bewegung Widerstand entgegensetzt, wird die Feder durchgebogen und die Kraft registriert.

Der Muskeltonus wird also mit dieser Apparatur in einer passiven Bewegung gemessen, bei der die Innervation in Ruhe (Ruhetonus) ist. Es kommen lediglich Materialeigenschaften zum Tragen, so die elastischen und plastischen Komponenten des Muskels und seine Masse (siehe: Die mechanischen Eigenschaften des Muskels, S. 10 ff).

Bei dieser Tonusmessung liegt eine Schwierigkeit bei der Interpretation der Ergebnisse in der Tatsache, daß nicht ein Muskel isoliert erfaßt, sondern alle an dem Gelenk angreifenden Muskeln in ihrem Synergisten-Antagonistenspiel als Summationsbild erscheinen. Dieses Zusammenwirken von Agonisten und Antagonisten ergibt eine Gleichgewichtslage der Gelenke, bei dem der Dehnungswiderstand ein Minimum hat. Diese Mittellage liegt ungefähr bei 30° im Kniegelenk und 50° im Ellenbogengelenk, von der Streckstellung aus gemessen.

¹ Nach Hopf H.C. - Strippler, Tonusprüfung 1974

² Spiegel E.A., Monographie 1927

³ Hopf, ebenda

Mit der vorstehend beschriebenen Apparatur hat Schaltenbrand⁵ auch Parkinsonkranke untersucht, die bei passiven Bewegungen eine abnorme Erhöhung des Muskeltonus aufweisen, der einen "zahnradartigen" Widerstand bewirkt. Diese pathologische Tonussteigerung wird als Rigor (-Rigidität bei Parkinsonismus) bezeichnet. Ebenso konnte er die Tonussteigerungen bei Spastizität, d.h. den "federnden" Widerstand (-Spastizität) messen (Caspers)⁶. Unter Narkose ändern sich diese pathologischen Muskeldehnungswiderstandswerte.

Schaltenbrand hat mit dieser Untersuchungsmethode umfangreiche klinische und experimentelle Erfahrungen sammeln können.

⁴ Schaltenbrand G., Hampl F., Über einen neuen Myographen 1958

⁵ Schaltenbrand G., Messung des Dehnungswiderstandes am menschlichen Muskel bei Gesunden, Spastikern und Parkinsonismusanfällen
Hopf H.C., Schaltenbrand G., Myographie 1968

⁶ Caspers H., Das Zentralnervensystem 1979

Der Minimytonograph nach Lóránd ¹

Diese Apparatur registriert Muskeltonusänderungen auf sklerometrische Weise.

Der Aufbau erinnert an eine Dose von 60 mm Durchmesser und einer Höhe von 30 mm mit einem aus der Grundfläche herausragenden Zapfen, der durch den quergestreiften Muskel bewegt wird. Ein Tintenschreiber und ein durch eine mechanische Uhr angetriebener Papiervorschub halten bei einer Registrierdauer von 6 Minuten einzelne Muskelaktionen mit einer Genauigkeit von 1,2 Sekunden fest. Die Intensität wird in relativen Werten in Bezug auf die Höhe aufgenommen.

Bei den mit dieser Methode aufgezeichneten Myotonogrammen kann man auf Intensität, Dauer und Verlauf der Aktionen der aufzeichnenden Muskeln schließen und damit Folgerungen auf den normalen oder pathologischen Verlauf der Muskelfunktionen ziehen.

Auf der nachfolgenden Abbildung 13 wird ein schematisches Myotonogramm gezeigt, bei dem der Grundtonus (Wellental-Grundlinien-Abstand), die Tonusamplitude (Wellenberghöhe), Kontraktionsdauer (Wellengrundbreite) und die Kontraktionsinterwalle (Entfernung zwischen den Wellen) abgelesen werden können.

Abbildung 13:



Schematisches Myotonogramm.
Myotonographische Faktoren:

Grundtonus

Tonusamplitude

Kontraktionsamplitude

Kontraktionsdauer

¹ Nach Vértés, Myotonographie 1971

Elektromyographie in der neuromuskulären Funktionsaufnahme

- Polymyographie ¹

Bei dieser, bei Sportlern angewandten Methode der neuromuskulären Funktionskontrolle, auch Polymyographie genannt, werden Elektromyogramm, der Muskeltonus und die Kraftentwicklung parallel abgenommen und synchron aufgezeichnet. Hierbei werden verschiedene Muskelgruppen bei isometrischen Willkürbewegungen untersucht, da nach der Meinung von A. Hubbard² die isometrische Muskelanspannung die entscheidende Variable jeder körperlichen Bewegung ist. Bei diesen Untersuchungen wird der Proband in einem Sessel so fixiert, daß nur die beteiligten Muskeln arbeiten. An diesem Muskel wird der kombinierte Geber zur Aufnahme des Electromyogramms und des Tonogramms ebenso wie auch das Dynamometer (funktioniert mit Dehnungsmeßstreifen) angebracht. Auf akustische Signale hin, welche auch die Aufzeichnungen synchronisieren, spannt und entspannt der Proband die Muskeln isometrisch. Aus dem nachstehend aufgeführten Polymyogramm (Abbildung 14) kann man mit Hilfe von 20 abgeleiteten Parametern auf den Funktionszustand des neuromuskulären Systems unter dem Einfluß von Training³ unterschiedlicher Art objektiv schließen, funktionelle Störungen⁴ können diagnostiziert und der physiologische Mechanismus der Willkürbewegung⁵ untersucht werden.

¹ Wyssotschin J.W., Die Polymyographie 1979

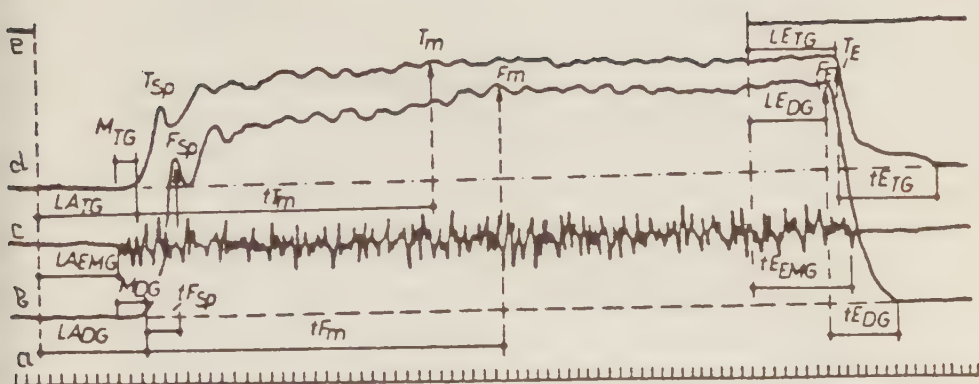
² Hubbard A.W., Science and Medicine in Exercise and Sports 1979

³ Popov S.N., Probleme der Wiederherstellung der Leistungsfähigkeit von Sportler nach hohen Trainingsbelastungen 1974

⁴ Vysocin, Dissertacija 1974

⁵ Vysocin, Physiologische und klinische Effekte eines lokalen negativen Drucks 1976

Abbildung 14:



Gesamtansicht und Auswertungsschema des Polymyogramms
(Unterschenkelstreckung)

- a) Zeitmarken
- b) Dynamogramm (DG)
- c) Electromyogramm (EMG)
- d) Tonogramm (TG)
- e) Signal

Die Muskeltonusmessung mit mechanischen Mitteln und der
Impedanz nach David

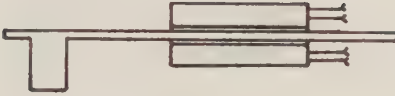
Der auf dem Bild 3 gezeigte Muskeltonusmesser nach David stellt die Eindrückbarkeit des Muskels über einen Fühler (M) fest und nimmt gleichzeitig die Bewegung des Muskels mit der Ermittlung seines mechanischen Widerstandes über ein Drehpotentiometer (D) auf. Die Feder (F) stellt die Höhe der Kraft, mit der die Zangenmechanik (das Potentiometer D ist im Drehpunkt verankert) arbeitet, fest.

Bild 3:



- M = Meßfühler mit den integrierten Dehnungsmeßstreifen
K = Fühlerknopf
D = Drehpotentiometer
F = Feder

Abbildung 15:



Der Meßfühler beinhaltet zwei Dehnungsmeßstreifen und ist, wie in der Abbildung 15 zu sehen ist, aufgebaut. Die in einer Brückenschaltung (Abbildung 16) verwendeten Meßstreifen reagieren auf jede Kraft, die auf den Fühlerknopf (K) ausgeübt wird, mit einer Widerstandsänderung, die in eine Spannungsänderung umgewandelt wird und somit aufzeichnenbar für einen Schreiber zur Verfügung steht. Ebenso steht eine, dem mechanischen Widerstand des Muskels proportionale Spannung, die über das Drehpotentiometer gewonnen wird, zur Aufzeichnung bereit. Das nachfolgende Prinzipschaltbild (Abbildung 16) zeigt die Verbindung der beiden Variablen zur verwendbaren Aufzeichnung an einem Schreiber (Bild 4).

Abbildung 16:

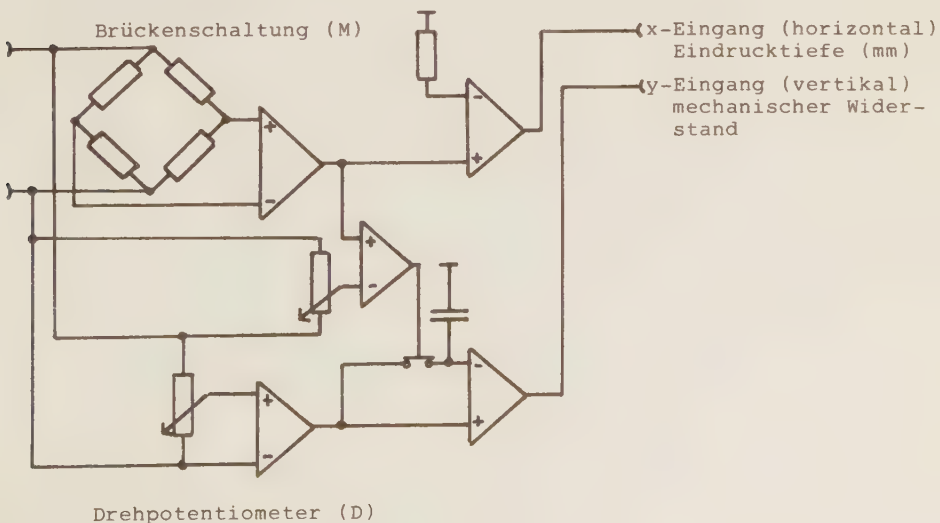
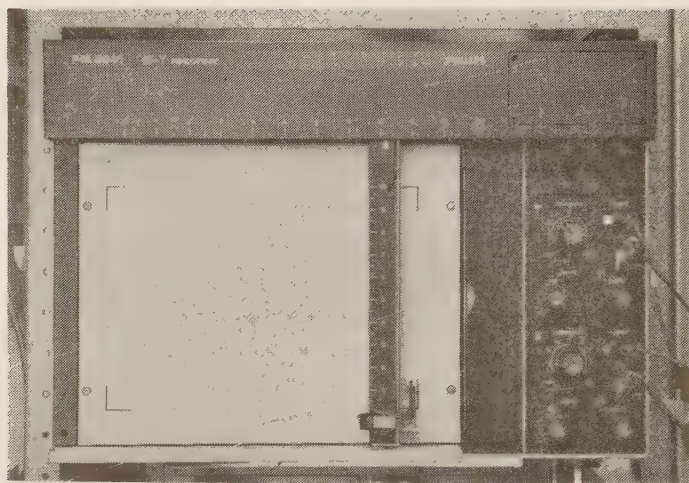
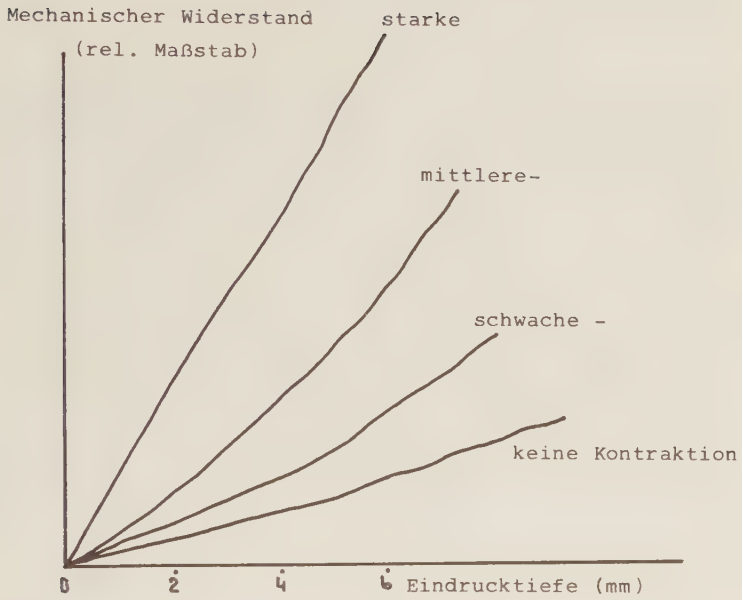


Bild 4:

Diese Mechanik erlaubt die Aufzeichnung der Eindrückbarkeit des Muskels bei den verschiedenen Tonuswerten. Der Schreiber liefert hierzu Diagramme wie im folgenden (Diagramm 1). In Verbindung mit der Apparatur der Oberarm-Unterarm-Bewegungs-Erfassung zur Quantifizierung und Qualifizierung der Kontraktion (S. 41 ff) können detaillierte und umfassende Untersuchungen gemacht werden.

Diagramm 1:

Reproduzier- und Vergleichbarkeit gemessener Tonuswerte
 =====
 bei unterschiedlichen Versuchspersonen
 =====

Um vergleichbare Untersuchungen zum Muskeltonus anstellen zu können, müssen neben der eindeutigen Definition desselben auch geeignete vergleichbare Bezugsgrößen ermittelt werden.

Da ein für alle Versuchspersonen gültiger Standard durch die unterschiedliche Physis (Geschlecht, Alter, Größe, Trainingszustand etc.) nicht mittelbar ist,¹ nehmen wir den Ruhetonus² als Bezugslinie. Er stellt als Materialkonstante eine eindeutige, jederzeit reproduzierbare Größe dar. Die Wiederholbarkeit dieses "Festwertes" beschreiben Van der Laarse³: "Determination of hardness figures in 12 normal Test subjects the intraindividual range proved to be small" und Hofmann⁴ in seinem All-oral-Verfahren mit der jederzeit identischen Adduktionspunktfeststellung bei der Schädel und gelenkbezogenen Registrierung der habituellen Schlußbißlage.

Wir haben somit mit dem Ruhetonus eine individuell verschiedene, jedoch jederzeit reproduzierbare Bezugsgröße.

Zur Ermittlung des Ruhetonus kann der Messung eine Störgrößen-ausschaltung vorangehen. Die auch in Ruhe vorkommenden unregelmäßigen Nervenaktionspotentiale werden aufgezeichnet; ebenso auch die Pulswellen und die Messung, die sehr schnell und exakt erfolgen muß, wird während der Ruhepausen getätigt, in denen eine Logikgattersteuerung den "Meßstrom einschaltet". Diese Störgrößenausschaltung zur Ruhetonusmessung kann auch durch Abbinden - Unterbrechung des Blutstroms - und Leitungsanästhesie zur Unterdrückung jeglicher Nervenaktionspotentiale geschehen.

¹ Van der Laarse, Muskular Tonus Measurements 1971

² Siehe auch Definition S.

³ Van der Laarse, ebenda

⁴ Hofmann, Das All-oral-Verfahren 1982

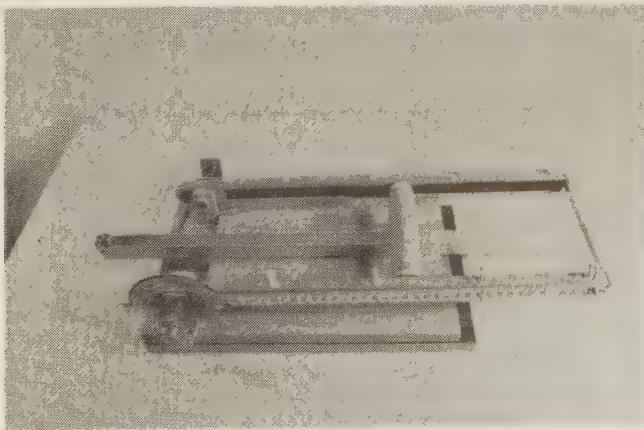
Apparatur zur Erfassung der Oberarm-Unterarm-Scharnierbe- ===== wegung =====

Die Ultraschallmessungen wurden an dem gut zugänglichen und isoliert zu betrachtenden Muskulus biceps durchgeführt. Dieser Muskel ermöglicht eine willkürliche Beugung des Unterarmes um eine quere Achse durch ein Scharniergelenk (Ginglymus) im Ellenbogen (Articulatio humeroulnaris).¹

Die Aufzeichnung dieser Scharnierbewegung und die Umsetzung derselben in meßbare Größen war die Zielsetzung bei der Konstruktion einer geeigneten Vorrichtung. Das nachfolgend beschriebene Gerät vollzieht die Unterarmbewegung (die mögliche Scharnierbewegung!) mit, das heißt, es erfaßt den jeweiligen Unterarm-Oberarmwinkel. Ferner ist es möglich, den Beuger (M. biceps) durch Gewichte einer variablen Belastung zu unterziehen.²

Die folgenden Bilder zeigen die Konstruktion.

Bild 5 a:



Zusammengeklappte Apparatur

¹ Rohen J.W., Anatomie für Zahnmediziner 1977

² Vergleiche auch: Die Anatomie des Muskels S. 1 ff

Bild 6 :

Übersichtsabbildung

H = Beweglicher Hebelarm

G = Handgriff

D = Drehpunkt, Scharnierachse

A = Ansatzpunkte zur Lastankopplung

P = Grundplatte

R = Umlenkrolle

M = Analoger Winkelmesser - an die Potentiometer angeschlossen

Bild 7 :

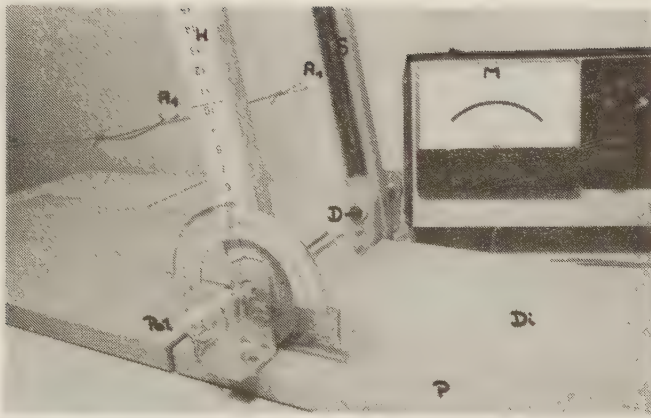
Detailansicht 1

G = Handgriff in Form einer Griffrolle

H = Beweglicher Hebelarm

S = Schiene in die die Griffrolle verschiebbar gelagert ist

A = Unterschiedliche Lastankopplungsansatzpunkte

Bild 8 :

Detailansicht 2

- P = Grundplatte
 M = Analoges Winkelmesser - elektrisch, an die
 Potentiometer angeschlossen
 H = Beweglicher Hebelarm
 A = Ansatzpunkte zur Lastankoppelung
 D = Scharnierachsendrehpunkt
 Pot = Potentiometer im Drehpunkt
 Di = Distanzplatte
 S = Gleitschiene für die Griffrolle

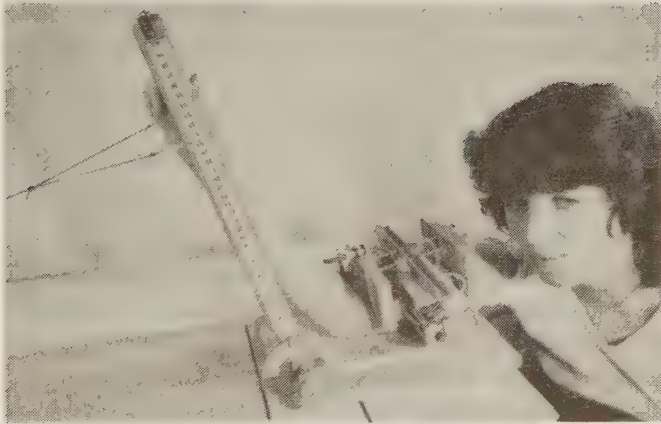
Bild 9 :



Bild 10 :



Bild 11 :



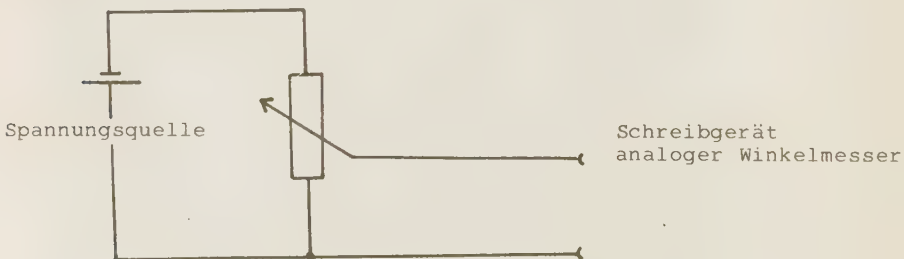
Die Abbildungen 9 - 11 zeigen die Apparatur in situ mit einem Probanden und aufgesetzter Ultraschall-Tonometer-Ankoppereinheit (dazu Kapitel Ultraschall S.75 ff).

Das Gerät verfügt über einen verschiebbaren Handgriff G, eine Griffrolle, die in eine Kunststoffschiene S geleitet, um die unterschiedliche Unterarmlänge der Probanden berücksichtigen zu können.

Die Scharnierachse D wurde in der Mitte unterbrochen, damit das zwischengelagerte Ellenbogengelenk sich mit seiner Drehachse auf annähernd gleicher Höhe mit der Gerätechse befindet. Auf die Grundplatte P aufbringbare Distanzplatten Di dienen ebenfalls der Gelenkhöhenjustierung.

Beim Auflegen des Oberarmes auf die waagerechte Geräteunterlage und dem Erfassen des Handgriffes vollzieht nun der bewegliche Hebelarm H die Unterarm-Scharnierbewegung mit und an dem angebrachten Winkelmesser kann der Ober-Unterarm-Winkel wie auch der gegenläufige Berechnungswinkel analog abgelesen werden. Die Bewegungen werden ferner durch zwei an den Achsen angebrachten Linearpotentiometer aufgenommen, über die der jeweilige Winkel gemessen wird (bei parallel geschalteten Potentiometern entspricht 1 Ohm Widerstandswert einer Gradeinheit des Bewegungswinkels) und die neben dem Anschluß des analogen Winkelmessers M auch einen Anschluß eines Schreibgerätes ermöglichen, dessen x- oder y-Eingang von der Bewegung synchron gesteuert wird.

Skizze 1

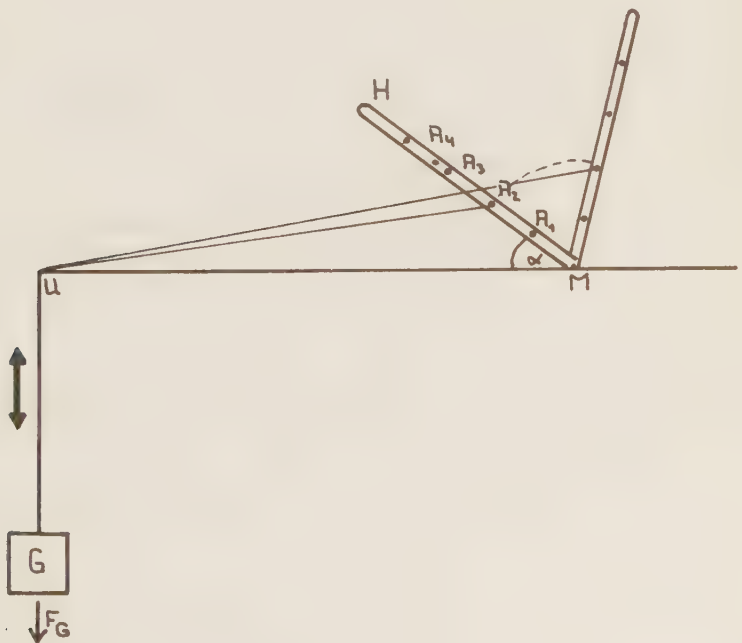


Potentiometer an der Bewegungsachse

Die vier Haken A zum Einhängen des gewichtstragenden Seiles sind an dem beweglichen Hebelarm H in einer Höhe von 10, 20, 30 und 40 cm (von der Scharnierachse an gemessen) angebracht, um eine unterschiedliche Hebearbeit und damit eine unterschiedliche Belastung des Beugemuskels (M. biceps) zu ermöglichen. In horizontaler Richtung 100 cm von der Scharnierachse entfernt, läuft das Seil über eine Umlenkrolle R und an dem senkrecht zu Boden hängenden Seilende können die Gewichte befestigt werden.

Im folgenden werden einige Berechnungen und Diagramme zur Verdeutlichung und Quantifizierbarkeit des mit dieser Apparatur erfolgten Bewegungsablaufes und der mechanisch bedingten Hubarbeit erstellt und somit die Kenndaten der Apparatur ermittelt.

Skizze 2



$\overline{MH} = b = \text{Strecke } M \rightarrow H$

$\overline{UH} = c = \text{Strecke } U \rightarrow H$

$\overline{AU} = x = \text{Strecke } A \rightarrow U$

$\alpha = \text{Winkel zwischen Horizontaler und Stellung der Unter-
arm-Schiene wird in } 10^\circ\text{-Schritten abgelesen}$
0° - 120°

Ferner wurden für die Berechnungen folgende Formeln benutzt:

- Sinussatz bei der Berechnung rechtwinkliger Dreiecke

$$\sin = \frac{\text{Gegenkathete}}{\text{Hypotenuse}}$$

$$1) \sin \alpha = \frac{h_n}{a_n} \quad h_n = \sin \cdot a_n \quad \text{Wertetabelle 1}$$

=====

- Cosinussatz

$$\cos = \frac{\text{Ankathete}}{\text{Hypotenuse}}$$

$$2) \cos \alpha = \frac{b}{a_n} \quad b = \cos \cdot a_n \quad \text{Wertetabelle 2}$$

=====

$$3) b + c = 100 \quad c = 100 - c \quad \text{Wertetabelle 3}$$

=====

- Pythagoras $a^2 + b^2 = c^2$

$$4) c^2 + h_n^2 = x^2 \quad x = \sqrt{c^2 + h_n^2} \quad \text{Wertetabelle 4}$$

- Hubarbeit = Gewichtskraft · Hubhöhe Wertetabelle 5

Wertetabelle 1:

$$\text{für } h_n = \sin \cdot a_n \text{ (cm)}$$

	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
$a_1 = MA_1 = 10 \text{ cm}$	0	1,74	3,42	5	6,43	7,66	8,66	9,40	9,85	10	9,85	9,40	8,66
$a_2 = MA_2 = 20 \text{ cm}$	0	3,47	6,84	10	12,86	15,32	17,32	18,79	19,70	20	19,70	18,79	17,32
$a_3 = MA_3 = 30 \text{ cm}$	0	5,21	10,26	15	19,28	22,98	25,98	28,19	29,54	30	29,54	28,19	25,98
$a_4 = MA_4 = 40 \text{ cm}$	0	6,95	13,68	20	25,71	30,64	34,64	37,59	39,39	40	39,39	37,59	34,64

Wertetabelle 2:

$b = \cos \cdot a_n \text{ (cm)}$

	0 °	10 °	20 °	30 °	40 °	50 °	60 °	70 °	80 °	90 °	100 °	110 °	120 °
$a_1 = MA_1 = 10 \text{ cm}$	10	9,85	9,40	8,66	7,66	6,43	5	3,42	1,74	0	-1,74	-3,42	-5
$a_2 = MA_2 = 20 \text{ cm}$	20	19,70	18,79	17,32	15,32	12,86	10	6,84	3,47	0	-3,47	-6,84	-10
$a_3 = MA_3 = 30 \text{ cm}$	30	29,54	28,19	25,98	22,98	19,28	15	10,26	5,21	0	-5,21	-10,21	-15
$a_4 = MA_4 = 40 \text{ cm}$	40	39,39	37,59	34,64	30,64	25,71	20	13,68	6,95	0	-6,95	-13,68	-20

Wertetabelle 3:für $c = 100 - b$ (cm)

	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
$a_1 = MA_1 = 10$ cm	90	90,15	90,60	91,34	92,34	93,57	95	96,58	98,26	100	101,73	103,42	105
$a_2 = MA_2 = 20$ cm	80	80,30	81,20	82,67	84,67	87,14	90	93,16	96,52	100	103,47	106,84	110
$a_3 = MA_3 = 30$ cm	70	70,45	71,80	74,01	77,01	80,71	85	89,73	94,79	100	105,20	110,26	115
$a_4 = MA_4 = 40$ cm	60	60,60	62,41	65,35	69,35	74,28	80	86,31	93,05	100	106,94	113,68	120

Wertetabelle 4:

für $x = c^2 + hn^2$ (cm)

	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
$a_1 = MA_1 = 10$ cm	90	90,16	90,66	91,47	92,56	93,88	95,39	97,03	98,75	100,49	102,21	103,84	105,35
$a_2 = MA_2 = 20$ cm	80	80,37	81,49	83,28	85,64	88,48	91,65	95,03	98,51	101,98	105,33	108,48	111,35
$a_3 = MA_3 = 30$ cm	70	70,64	72,53	75,52	79,38	83,92	88,88	94,06	99,28	104,40	109,27	113,80	117,89
$a_4 = MA_4 = 40$ cm	60	61,00	63,89	68,35	73,97	80,35	87,17	94,14	101,04	107,70	113,97	119,73	124,9

Wertetabelle 5:für die Huhöhe (cm)

	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
$a_1 = MA_1 = 10 \text{ cm}$	0	0,17	0,67	1,48	2,56	3,89	5,39	7,04	8,76	10,50	12,22	13,86	15,36
$a_2 = MA_2 = 20 \text{ cm}$	0	0,38	1,49	3,28	5,65	8,48	11,65	15,04	18,52	21,98	25,33	28,48	31,36
$a_3 = MA_3 = 30 \text{ cm}$	0	0,65	2,54	5,52	9,39	13,92	18,88	24,06	29,29	34,40	39,28	43,81	47,90
$a_4 = MA_4 = 40 \text{ cm}$	0	1,01	3,89	8,35	13,97	20,36	27,18	34,15	41,05	47,70	53,97	59,73	64,9

Wertetabelle 6:Differenzwerte für die Hubhöhe à 10° (cm)

	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
$a_1 = MA_1 = 10 \text{ cm}$	0,17	0,50	0,81	1,09	1,32	1,51	1,64	1,72	1,74	1,72	1,65	1,49
$a_2 = MA_2 = 20 \text{ cm}$	0,38	1,12	1,79	2,37	2,83	3,17	3,39	3,48	3,46	3,35	3,15	2,88
$a_3 = MA_3 = 30 \text{ cm}$	0,68	1,89	2,99	3,86	4,54	4,96	5,18	5,23	5,12	4,88	4,53	4,09
$a_4 = MA_4 = 40 \text{ cm}$	1,01	2,89	4,46	5,62	6,39	6,82	6,97	6,90	6,66	6,27	5,76	5,17

0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
25,4°	35,4°	45,4°	55,4°	65,4°	75,4°	85,4°	95,4°	105,4°	115,4°	125,4°	134,4°	145,4°

Tabelle 7:

BE	3,0	4,1	5,0	5,8	6,4	6,8	7,0	7,0	6,7	6,3	5,7	4,9	4,0
----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----

Tabelle 8:

ME	6,3	5,7	4,9	5,0	2,9	1,8	0,6	-0,7	-1,9	-3,0	-4,1	-5	-5,8
----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	------	------	------	------	----	------

Tabelle 9

CD	7,0	5,9	5,0	4,2	3,6	3,2	3,0	3,0	3,3	3,7	4,3	5,1	6,0
----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----

Tabelle 10:

BD	24,0	23,4	22,6	21,7	20,6	19,5	18,3	17,0	15,8	14,7	13,6	12,7	11,9
----	------	------	------	------	------	------	------	------	------	------	------	------	------

Tabelle 11:

BC	25,0	24,13	23,15	22,10	20,91	19,76	18,54	17,26	16,14	15,16	14,27	13,69	13,33
----	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Tabelle 12:

Differenzwerte für die Verkürzung à 10° (cm)

10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
0,87	0,98	1,05	1,19	1,15	1,22	1,28	1,12	0,98	0,89	0,58	0,36

Tabelle 13:

Wertetabelle für die Muskelverkürzung (cm)

0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
0	0,87	1,85	2,90	4,09	5,24	6,46	7,74	8,86	9,84	10,73	11,31	11,67

Tabelle 14:

 Wertetabelle für den Verlauf der Kraft F_M = Kraft auf den Muskel

	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
A_1	0	0,19	0,36	0,51	0,63	0,74	0,84	0,91	0,99	1,07	1,18	1,23	1,32
A_2	0	0,44	0,81	1,13	1,38	1,62	1,8	1,94	2,09	2,23	2,36	2,52	2,69
A_3	0	0,74	1,37	1,9	2,28	2,66	2,92	3,11	3,31	3,50	3,66	3,87	4,1
A_4	0	1,16	2,1	2,88	3,42	3,89	4,21	4,41	4,63	4,85	5,03	5,28	5,56

Tabelle 15:

Zusatzeinrichtung: Differenztafel für die Hubhöhe à 10°

	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
A_1	1,74	1,68	1,58	1,43	1,23	1,0	0,74	0,41	0,15	0,15	0,41	0,74
A_2	3,47	3,36	3,16	2,86	2,46	2,0	1,48	0,82	0,30	0,30	0,82	1,48
A_3	5,21	5,04	4,74	4,29	3,69	3,0	2,22	1,23	0,45	0,45	1,23	2,22
A_4	6,95	6,72	5,32	5,72	4,92	4,0	2,96	1,64	0,60	0,60	1,64	2,96

Tabelle 16:Wertetabelle für den Verlauf der Hubhöhe und der Hubarbeit bei

$F_G = 1 \text{ kp}$ und $F_Z = 1 \text{ kp}$

	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
A_1	0	1,90	4,09	6,48	8,99	11,55	14,05	16,44	18,57	20,47	22,37	24,43	26,66
A_2	0	3,85	8,34	13,28	18,51	23,8	28,97	33,83	38,13	41,89	45,89	49,61	53,96
A_3	0	5,86	12,79	20,54	28,69	36,91	44,87	52,27	58,73	64,29	69,85	75,61	81,92
A_4	0	7,95	17,58	28,35	39,69	51	61,82	71,75	80,29	87,55	94,81	102,22	110,34

Tabelle 17:

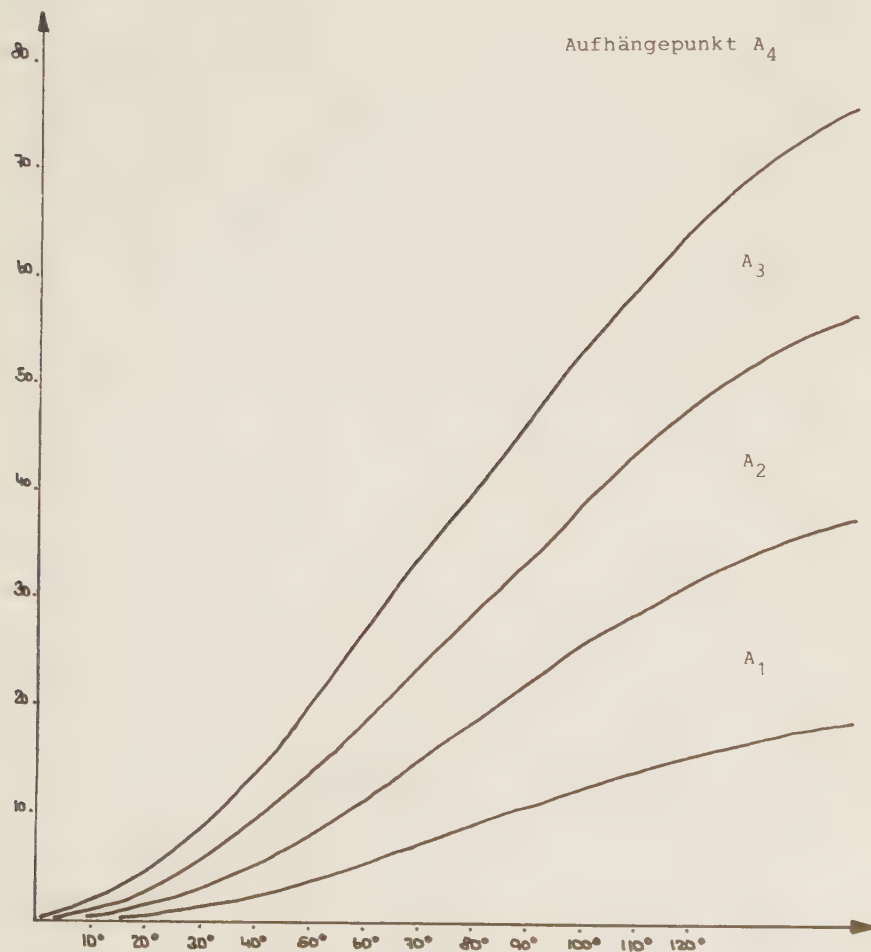
Wertetabelle für den Verlauf der Kraft F_M bei Belastung mit $F_G + F_Z$

	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
A_1	0	2,18	2,21	2,23	2,20	2,20	2,18	2,12	2,1	2,08	2,08	2,16	2,28
A_2	0	4,43	4,51	4,58	4,53	4,54	4,49	4,37	4,3	4,26	4,25	4,39	4,62
A_3	0	6,74	6,91	7,08	7,02	7,04	6,95	6,75	6,63	6,53	6,51	6,69	7,02
A_4	0	9,14	9,5	9,78	9,7	9,73	9,57	9,27	9,06	8,9	8,84	9,04	9,46

Diagramm 1: Verlauf der Hubhöhe in Abhängigkeit des Winkels
 . Verlauf der Hubarbeit in Abhängigkeit des
 Winkels (bei $F_G = 1 \text{ kp}$)

Hubhöhe in cm

Hubarbeit in $\text{kp}\cdot\text{cm}$ ($F_G = 1 \text{ kp}$)



Winkel α in Grad

Diagramm 2: Verlauf der Hubhöhe und der Hubarbeit in Abhängigkeit des Winkels (bei $F_G = 1 \text{ kp}$ und $F_Z = 1 \text{ kp}$)

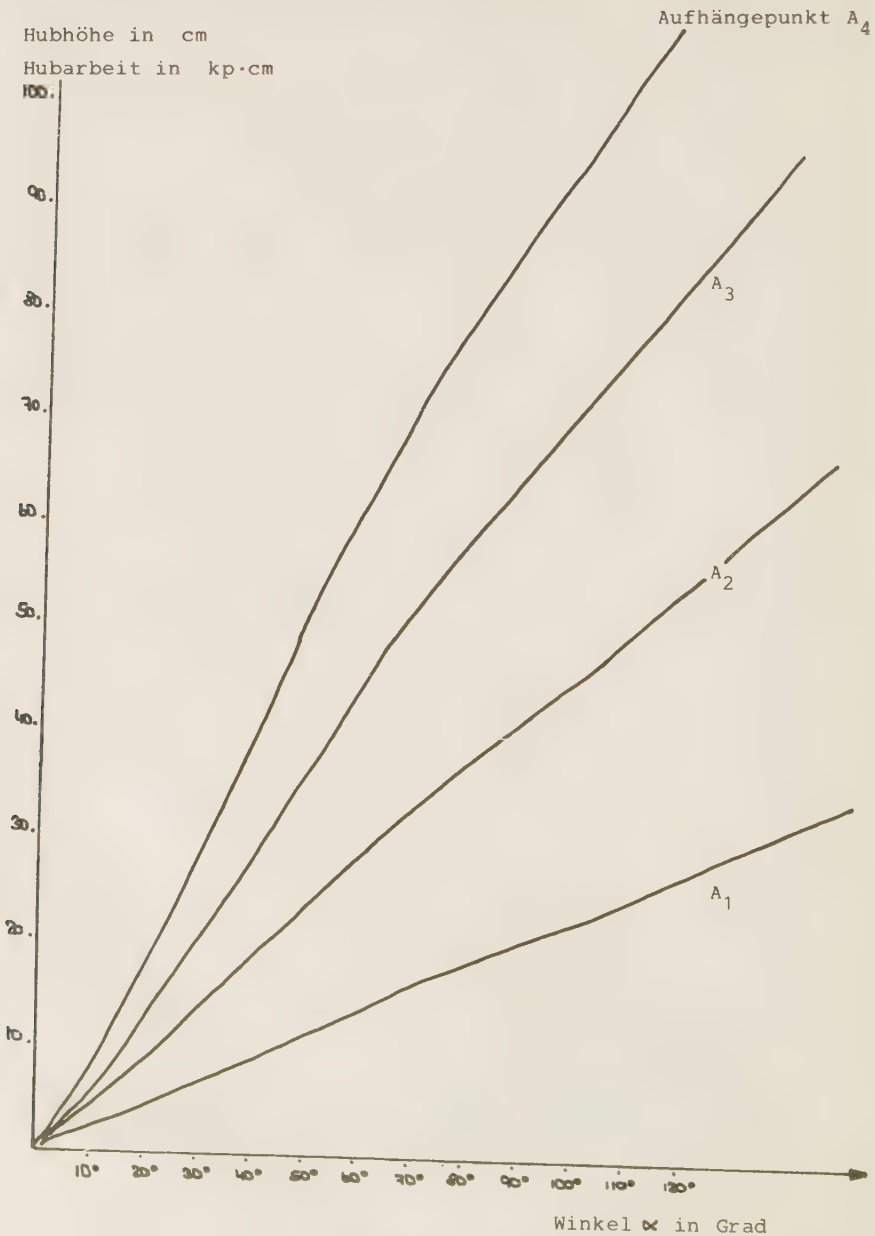


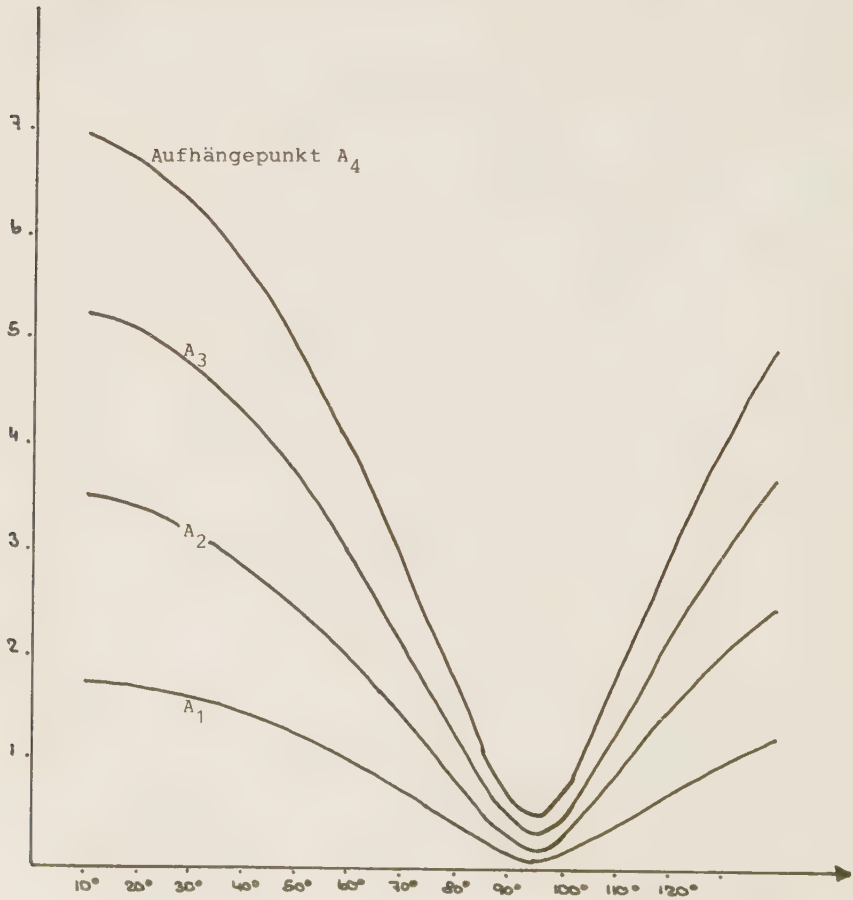
Diagramm 3: Hubhöhen- bzw. Hubarbeitsänderung pro 10° Winkeländerung (bei $F_G = 1 \text{ kp}$)



Diagramm 4: Hubhöhen- bzw. Hubarbeitsänderung pro 10° Winkeländerung für F_Z - Belastung (F_Z = Zusatzgewicht = 1 kp)

Hubhöhe in cm

Hubarbeit in kp·cm



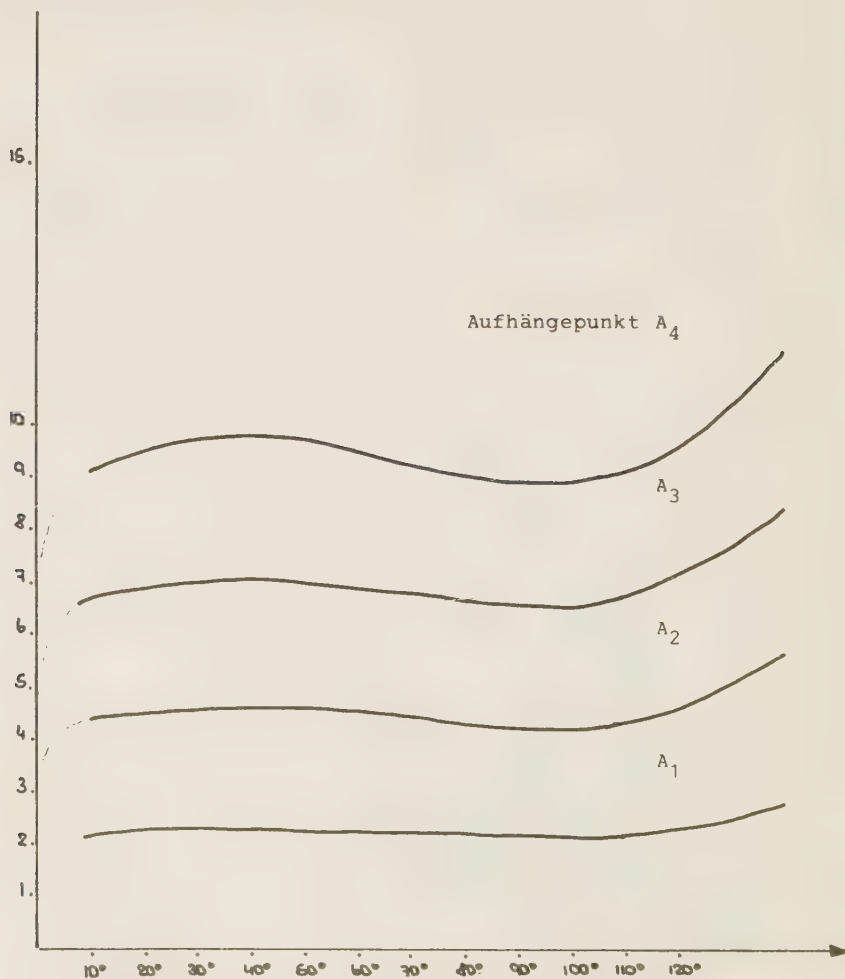
Winkel α in Grad

Diagramm 5: Verlauf der Kraft F_M = Kraft auf den Muskeln
in Abhängigkeit vom Winkel (bei $F_G = 1 \text{ kp}$ F_M
in kp)



Diagramm 6: Verlauf der Kraft F_M = Kraft auf den Muskeln in
Abhängigkeit vom Winkel bei einer Belastung
mit F_G (1 kp) und F_Z (1 kp)

F_G in kp



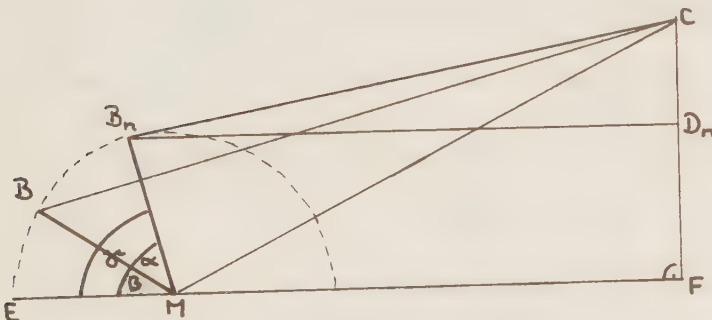
Winkel α in Grad

Berechnung der Beugemuskeltätigkeit im Zusammenhang mit dem Oberarm-Unterarm-Scharnierbewegungsaufzeichnungsgerät

In der Skizze 3 wird die Beugemuskelverkürzung geometrisch dargestellt und in den nachfolgenden Wertetabellen und Graphiken nach vorhergehender Berechnung aufgezeigt. Zuvor müssen jedoch folgende Durchschnittswerte gewillkürt werden:

- Der Abstand Scharnierachse des Artikulatio humeroradialis Tuberositas radii (Ansatz des Muskulus biceps) wird mit 7 cm festgelegt.
- Bei gestrecktem Arm beträgt der Abstand der Tuberositas radii zur horizontalen Scharnierachsebene 3 cm.
- Der Muskelursprung (Caput breve am processus coracoideus scapulae und sein Caput longum an der Spina scapulae und der Extremitas acromialis claviculae)³ wird einheitlich in einer Höhe von 10 cm angenommen.
- Bei gestrecktem Arm beträgt die Muskellänge 25 cm.

Skizze 3



³ Siehe Anatomie des Skelettmuskels, S. 1 ff

- C = Muskelursprung
 B = Muskelansatz
 M = Scharnierachsmittelpunkt
 D = Konstruierter Punkt, Schnittpunkt der Horizontalen durch B mit $\overline{CF}$
 E = Konstruierter Punkt, wo die Höhe auf B die Horizontale schneidet
 F = Konstruierter Punkt, wo die Höhe auf C die Horizontale schneidet

$$\overline{MB} = \text{Strecke } M \rightarrow B = 7 \text{ cm}$$

$$\overline{ME} = \text{Strecke } M \rightarrow E$$

$$\overline{BE} = \text{Strecke } B \rightarrow E = 3 \text{ cm (bei } 0^\circ)$$

$$\overline{BC} = \text{Strecke } B \rightarrow C = 25 \text{ cm (bei } 0^\circ)$$

$$\overline{CF} = \text{Strecke } C \rightarrow F = 10 \text{ cm}$$

$$\overline{BD} = \text{Strecke } B \rightarrow D$$

$$\overline{CD} = \text{Strecke } C \rightarrow D \text{ bei } 0^\circ = 7 \text{ cm}$$

α = Winkel zwischen Horizontaler und Stellung der Unterarmschiene wird in 10° -Schritten abgelesen von 0° bis 120°

β = Winkel zwischen Horizontaler und der Verbindungslinie $M \rightarrow B$ (Muskelansatz)

γ = Winkel $\alpha + \beta$ in 10° -Schritten abgelesen.

Folgende Berechnungen wurden angestellt:

$$1. \text{ Sinussatz bei } \sin \beta = \frac{\overline{BE}}{\overline{MB}} = \beta = 25,4^\circ$$

$$2. \text{ Sinussatz bei } \sin \gamma = \frac{\overline{BE}}{\overline{MB}} = \overline{BE} = \sin \gamma \cdot \overline{MB} \quad \text{Wertetabelle 7}$$

$$3. \text{ Cosinussatz bei } \cos \gamma = \frac{\overline{ME}}{\overline{MB}} = \overline{ME} = \cos \gamma \cdot \overline{MB} \quad \text{Wertetabelle 8}$$

$$4. \text{ Strecke } \overline{CD} = \overline{CF} - \overline{BE} \quad (2) \quad \text{Wertetabelle 9}$$

5. Pythagoras (bei 0° gültig)

$$a) \overline{ME}^2 + \overline{BE}^2 = \overline{MB}^2 \Rightarrow \overline{ME} = \sqrt{\overline{MB}^2 - \overline{BE}^2} = \overline{ME} = 6,3 \text{ cm}$$

$$b) \overline{CD}^2 + \overline{BD}^2 = \overline{BC}^2 = \overline{BD} = \sqrt{\overline{BC}^2 - \overline{CD}^2} = \overline{BD} = 24 \text{ cm}$$

$$c) \overline{MF} = \overline{BD} - \overline{ME} = \overline{MF} = 17,7 \text{ cm}$$

6. $\overline{BD} = \overline{MF} + \overline{ME} \quad (4)$ Wertetabelle 10
7. Pythagoras: $\overline{BC} = \sqrt{\overline{BD}^2 \quad (6) + \overline{CD}^2 \quad (4)}$ Wertetabelle 11
8. Muskelverkürzung in cm Wertetabelle 13
9. Muskelverkürzung à 10° Winkeländerung Wertetabelle 12
10. $F_{\text{Gewicht}} \quad \text{Hubhöhe} = F_{\text{Muskel}} \quad \text{Muskelverkürzung}$

$$F_M = \frac{F_G \quad \text{Hubhöhe}}{\text{Muskelverkürzung}} \quad \text{Wertetabelle 14}$$

F_G wird mit 1 kp festgelegt. Der Wert $F_G \quad \text{Hubhöhe}$ (kp cm) kann somit direkt der Tabelle 5 entnommen werden.

11. An A_1, A_2, A_3 , oder A_4 wird ein Zusatzgewicht von 1 kp befestigt. Die Differenzwertetabelle 15 erhält man unter Zuhilfenahme der Wertetabelle 1 für die Hubhöhe. F_Z (kp cm) kann direkt abgelesen werden.
12. Die Wertetabelle 16 erhält man, indem die Werte von Tabelle 1 (Hubhöhe bzw. Hubarbeit von F_Z) und von Tabelle 5 (Hubhöhe bzw. Hubarbeit von F_G) addiert werden.
13. Die Wertetabelle 17 wird ermittelt, indem die Gesamthubarbeit (Tabelle 16) durch die Muskelverkürzung (Tabelle 13) dividiert wird.

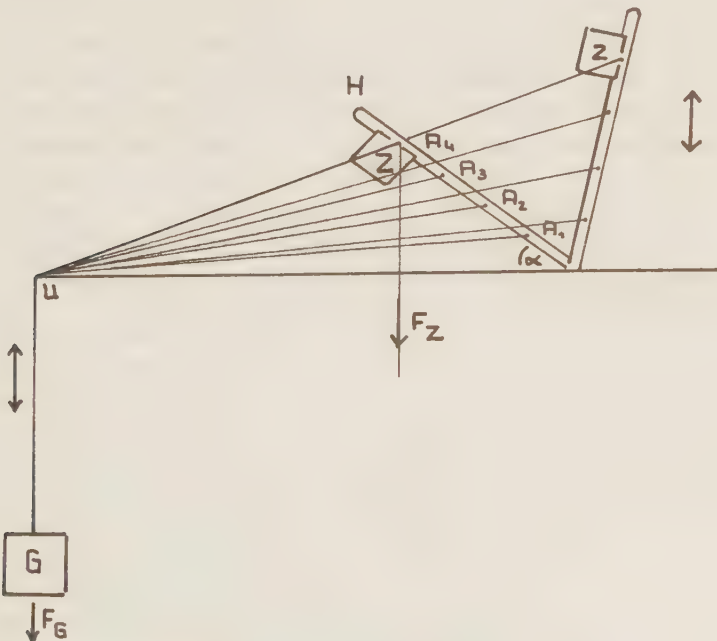
Auf 6 Diagrammen wird die Funktion der Apparatur graphisch dargestellt (in allen Diagrammen sind vier Kurven entsprechend der Aufhängepunkte A_1 , A_2 , A_3 und A_4 abgebildet):

- Diagramm 1 zeigt den Verlauf der Hubhöhe (cm) des Gewichtes F_G in Abhängigkeit vom Winkel . Desweiteren kann der Verlauf der Hubarbeit (kp cm) in Abhängigkeit von abgelesen werden.
- Diagramm 2 zeigt den Verlauf der Hubhöhe (cm) respektive der Hubarbeit in Abhängigkeit vom Winkel , bei der Belastung mit F_G und F_Z (je 1 kp).
- Diagramm 3 zeigt die Hubhöhe (cm) bzw. Hubarbeitsänderung (kp cm) pro Winkeländerung von 10° bei Belastung mit F_G (1 kp).
- Diagramm 4 zeigt die Hubhöhen (cm) bzw. Hubarbeitsänderung (kp cm) pro Winkeländerung von 10° bei Belastung mit F_Z (1 kp).
- Diagramm 5 zeigt den Verlauf der Kraft F_M (kp) auf den Muskel in Abhängigkeit von Winkel bei Belastung mit F_G .
- Diagramm 6 zeigt den Verlauf der Kraft F_M (kp) auf den Muskel in Abhängigkeit vom Winkel bei Belastung mit F_G und F_Z .

Zusatzeinrichtung zur Ermöglichung einer isotonischen Kontraktion

Mit der bisher geschilderten Konstruktion lassen sich auxotonische Kontraktionen vollziehen (Diagramm 5) – Spannungserhöhung bei gleichzeitiger Verkürzung. Eine isotonische Kontraktion setzt eine gleichbleibende Kraft auf den Muskel voraus, während er sich kontrahiert. Diese experimentell ermittelte⁵ Größe wird durch ein Zusatzgewicht Z erreicht, das direkt am Aufhängepunkt befestigt wird. Berechnungen (S. 50ff), Wertetabellen (S. 51ff) und Diagramme (S. 63 ff) zeigen, daß das Lastgewicht G und das Zusatzgewicht Z gleich groß sind (1 kp) und am gleichen Aufhängepunkt A befestigt sind. So läßt sich der gewünschte Kraftverlauf für den Muskel (F_M) erreichen (Diagramm 6).

Konstruktionszeichnung 2



⁵ Siehe dazu auch Fröhner N., Dissertation 1983

Meßmöglichkeiten

Mit der vorstehend ausführlich beschriebenen Apparatur können alle Grundkontraktionsarten⁶ ermöglicht werden. Für die isometrische Kontraktion kann der Hebelarm mit einem festgestellten Gewicht G in jeder beliebigen Stellung gehalten werden. Die isotonische Kontraktion wird mit den Gewichten G und dem Zusatzgewicht Z eingestellt (siehe Muskelkraftverlauf F_M im Diagramm 6). Eine auxotonische Kontraktion erreichen wir bei Belastung mit dem Gewicht G (siehe Muskelkraftverlauf im Diagramm 5). Eine Unterstützungskontraktion erhalten wir am Anfang einer Kontraktion (isometrische Kraftentwicklung) unter Belastung mit den Gewichten, die dann beim Anheben in eine isotonische Kontraktion übergeht. Die Anschlagskontraktion wird durch isotonische Kraftentfaltung (Gewichte G und Z) mit Gewichtshalt (Anschlag) erreicht.

Die vorliegende, eingehendst beschriebene Apparatur kann somit alle Grundkontraktionsarten simulieren und dazu synchron den Bewegungsablauf des Scharnierellenbogengelenkes aufzeichnen (Digital- oder Analogmeßgeräte, Aufzeichnungsgerät-Plotter). Der Beugemuskel (Muskulus biceps) kann variabel - isometrisch, isotonisch oder auxotonisch - belastet werden (durch Belastungsgewichtswahl ($F_G = F_Z!$) oder Aufhängepunktveränderung (A_n)).

Der Ultraschall

=====

Physikalische Grundlagen¹

Als Ultraschall bezeichnen wir mechanische Wellen jenseits der menschlichen Hörfähigkeit mit einer Frequenz von 16 kHz bis 1 GHz. In der medizinischen Diagnostik verwendet man Frequenzen von 1 - 10 MHz; im Gegensatz zur Technik, wo auch niedrigere Frequenzen (40 kHz Ultraschall-Fernbedienungen für Geräte der Unterhaltungselektronik) genutzt werden. In der Technik wird der Ultraschall vielfältigst genutzt, so zum Beispiel für Fernsteuerungen, Ultraschallreiniger, Unterwasserschallmeßsysteme, Unterwassertelephone, Geräte zur Zerstäubung und Zerkleinerung² u.v.a.. Der in der Medizin angewandte Ultraschall hat wegen seiner hohen Frequenz einen Strahlencharakter, so daß die aus der Lichtwellenoptik bekannten Gesetze anwendbar sind (Brechung, Beugung, Reflexion) und er gebündelt und gerichtet werden kann³. Da die Wellenlängen des Ultraschalls im Millimeterbereich liegen, spielt die Beugung eine wesentlich größere Rolle als bei den um den Faktor 1000 kürzeren Lichtwellenlängen.

Der Ultraschall wird heute unter Zuhilfenahme des umgekehrten piezoelektrischen Effekts (Curie 1888) erzeugt: In einem elektrischen Wechselfeld werden polar gebaute Kristalle zu trägheitslosen mechanischen Schwingungen angeregt⁴. Dieser Effekt ist umkehrbar.

In geometrischer Hinsicht teilt sich das ausgestrahlte Ultraschallfeld in ein Nah- oder Interferenzfeld und ein interferenzfreies Fernfeld. Die Länge des Nahfeldes ist vom Schwingerdurchmesser (D) und der Wellenlänge (λ) abhängig und zwar

¹ Nach Lutz, Ultraschallverfahren 1977.

² Valvo, Handbuch der Piezooxide 1981

³ Bergmann L., Der Ultraschall und seine Anwendung in Wissenschaft und Technik 1949

⁴ Nach Lutz, ebenda

nach der Formel:

$$N = \frac{D^2 - \lambda^2}{4}$$

N = Nahfeldlänge
D = Schwingerdurchmesser
 λ = Wellenlänge

Für unsere Versuche mit einem Wandlerdurchmesser von 30 mm und einer Frequenz von 2,24 MHz ergibt sich ein Nahfeld von 320 mm.

Da im interferenzfreien Fernfeld die Breite des Ultraschallstrahls über eine größere Strecke annähernd gleich bleibt, legt man das unregelmäßige mit Nebenkeulen behaftete Nahfeld in ein Wasserbad, eine sogenannte Wasservorlaufstrecke.

Zum Auflösungsvermögen des Ultraschalls, zum kleinsten Abstand zweier Bildpunkte, die getrennt dargestellt werden können, ist zu sagen, daß sich zwei Punkte nur dann auflösen lassen, wenn ihr Abstand in Schallrichtung gerade größer als eine Impulsdauer ist.

$$\lambda = \frac{V}{F}$$

λ = Wellenlänge
V = Schallgeschwindigkeit
F = Frequenz

Bei unserem Gerät ergibt sich also die Grenze der Auflösung bei 0,7 mm in Schallstrahlrichtung und eine Querauflösung von 3 - 6 mm bei Messung nur im Fernfeld⁵.

Die physikalischen Grenzen und Eigenschaften machen es nötig, für jeden Anwendungsbereich einen günstigen Kompromiß aus Frequenz, Durchmesser und Art des Schwingers, Messung im Nah- oder Fernfeld und Eindringtiefe zu treffen.

Der Ultraschall verändert sich im menschlichen Gewebe durch:

Absorption - hierunter versteht man die direkte Umwandlung von Ultraschall in Wärme durch die Bremsung der Teilchenschwingung⁶. Sie nimmt ungefähr proportional zur Frequenz zu.

⁵ Nach Lutz, Ultraschallverfahren 1977

⁶ Krautkrämer, Werkstoffprüfung mit Ultraschall 1966

Streuung - dies ist die Abspaltung von Teilwellen an rauen Grenzflächen (Rauhigkeit Wellenlänge). Absorption und Streuung schwächen den Ultraschall fortlaufend⁷.

Brechung - sie spielt in der medizinischen Diagnostik bei geringen Unterschieden der Schallausbreitungsgeschwindigkeit in den verschiedenen Geweben praktisch keine Rolle.

Reflexion - an allen Grenzflächen zwischen Gewebe mit unterschiedlicher Impedanz, mit differenten akustischen Eigenschaften also, wird der Ultraschall ganz oder teilweise reflektiert. Solche Strukturen sind im Körper außer bei Knochengewebe und gashaltigen Organen praktisch nicht vorhanden, so daß der größte Teil des Ultraschalls transmittiert wird.

Die Schallausbreitungsgeschwindigkeit im biologischen Gewebe liegt um $1550 \frac{\text{m}}{\text{s}} \pm 100 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ ⁸. Nur im Knochen ist die Schalleitung fast doppelt so hoch.

⁷ Wells P.N.T., Absorption and Dispersion of Ultrasound in Biological Tissue 1975
Chivers R.C., Ultrasonic Attenuation in Human Tissue 1975

⁸ Wells P.N.T., ebenda
White D.W., Ultrasound in Medical Diagnosis 1976

Ultraschalldiagnostik

Der Gebrauch von Ultraschallimpulsen wurde den Fledermäusen abgeschaut, aber erst 1920 als "Ultraschallsinn" identifiziert⁹. Die Geschichte des Ultraschalls in der Medizin begann mit einer therapeutischen Anwendung bei Ischias und Plexusneuralgien¹⁰. Durchschallungsverfahren wurden von Dussik etwa 1940 unternommen¹¹. Nach 1952 wurde das Echoverfahren weiterentwickelt und der Weg des Durchschallungsverfahrens verlassen. Ein paar Daten hierzu:

- 1949 Ludwig, Struthers: Experimentelle Untersuchungen an
Gallensteinen
- 1951 Howry: Entwicklung des Compound-scans
Holmes: Diagnose abdomineller Erkrankungen
- 1954 French, Wild, Neal: Lokalisation von Hirntumoren
Edler, Hertz: Beginn der Echokardiographie
- 1956 Donald: Contact scanning

Heute gebräuchliche Ultraschalldiagnostikverfahren sind:

A-Scan: Bei diesem eindimensionalen Verfahren, das auf dem Prinzip des "Zeit-Weg-Verfahrens" beruht, entspricht die Höhe der Amplitude auf dem Bildschirm der Echointensität. A-Scan wird zur Entfernungsmessung verwendet¹².

TM-Verfahren (= Time motion): Dies ist eine zeitlich fortlaufende Aufzeichnung des Ultraschallechos zur Beurteilung sich bewogender Grenzflächen. Es wird in der kardiologischen Diagnostik zur Beurteilung der Klappentätigkeit angewendet¹³.

⁹ Hartridge H., The avoidance of objects by bats in their flights 1920

¹⁰ Pohlmann R., Über die Ausbreitung und Absorption des Ultraschalls im menschlichen Gewebe und seine therapeutische Wirkung am Ischias und Plexusneuralgie 1939

¹¹ Dussik, Über die Möglichkeit hochfrequente Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwenden 1940

¹² Schiefer, Klinische Echoenzephalographie 1967

¹³ Feigenbaum, Echocardiography 1972

B-Scan: Zweidimensionales Ultraschallschnittbildverfahren, bei dem zahlreiche eindimensionale Ultraschallstrahlen in einer Ebene nebeneinander angeordnet in die zu untersuchende Körperregion strahlen (jeder Ultraschallstrahl = eine Bildzeile).

Langsames B-Bild auf dem Speicherschirm eines Oszillographens oder schnelles B-Bild (dem Fernsehbild entsprechend) geben einen optischen Eindruck der untersuchten Körperregionen¹⁴.

Ultraschall-Doppler: Unter Ausnützung des Dopplereffektes ist eine Untersuchung sich bewegender Grenzflächen möglich, zum Beispiel Herzklappen. Die Doppler-Frequenz liegt zwischen 1 - 5 kHz. Es kann also eine akustische Kontrolle über Lautsprecher oder eine bildliche Darstellung erfolgen (Dauerschall!)¹⁵.

Zu den Nebenwirkungen des Ultraschalls ist zu sagen, daß nach Ergebnissen von Nachuntersuchungen, Tierexperimenten und in vitro-Beschallungen bei den in der medizinischen Diagnostik verwendeten Intensitäten (10 mW/cm^2) und Frequenzen keine nachteiligen Folgen zu befürchten sind¹⁶.

¹⁴ Gordon D., Zwei- und dreidimensionale Ultraschalltechniken in der medizinischen Diagnostik 1969

¹⁵ Schoop W., Die Ultraschall-Doppler-Methode in der Diagnostik der arteriellen und venösen Störungen in den Extremitäten 1976

¹⁶ Holländer H.J., Die Ultraschalldiagnostik in der Schwangerschaft 1975

Die Muskeltonusmessung mit Ultraschall

Der Erarbeitung einer Methode der Muskeltonusmessung mit Hilfe der Ultraschalllaufzeit liegt die Überlegung zugrunde, daß infolge einer Elastizitätsmoduländerung um den Faktor 100¹ eine Laufzeitänderung des Ultraschalls resultieren müßte, die ja nach folgender vereinfachten Formel

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

mit dem Elastizitätsmodul zusammenhängt (eine Elastizitätsänderung um den Faktor 100 hätte eine Schallgeschwindigkeitsänderung um den Faktor 10 zufolge). Die Zeitänderung um den Faktor 10 müßte leicht zu messen sein (Laufzeit bei 10 cm Muskelstrecke = 63,8 µs). Diesen Überlegungen zufolge wurde in den vorliegenden Arbeiten³ eine Ultraschall-Meß-Einrichtung entwickelt, die die Voraussetzungen und Folgerungen untersuchen und nachweisen sollte.

¹ Siehe auch: Die mechanischen Eigenschaften des quergestreiften Muskels, S.10

² Bergmann, Der Ultraschall und seine Anwendung in Wissenschaft und Technik, 1949

³ Fröhner N., Dissertation 1983

Theoretische Überlegungen zur Muskeltonusmessung mit dem Ultraschall-Durchschallungsverfahren

Dem Durchschallungsverfahren wurde aufgrund folgender Argumente der Vorzug gegenüber dem Echoverfahren gegeben:

- An allen Grenzflächen mit unterschiedlicher Impedanz wird der Ultraschall ganz oder teilweise reflektiert¹ (für den Reflexionsfaktor gilt $R = \left(\frac{W_1 - W_2}{W_1 + W_2} \right)^2 \leq 1$).

Zwischen Haut und Luft herrscht praktisch Totalreflexion. Aus diesem Grund muß deshalb die Ultraschallwelle über ein geeignetes Koppelmittel in den Muskel "gebracht" werden. Dies kann man mit einer Wasserankoppelung, die gleichzeitig die Vorlaufstrecke zur Nahfeldausschaltung darstellt, erreichen. Bei der Echomethode würde der Ultraschallimpuls nach Durchlaufen des Muskels an der Haut-Luft-Grenze der dem Eintritt gegenüberliegenden Seite reflektiert und geringfügig absorbiert bzw. gestreut. Schwerwiegender für die Meßgenauigkeit ist jedoch die durch die Kontraktion erfolgte Formänderung des Muskels, die auch die Ultraschall-Laufzeitstrecke ständig ändert.

- Durch die Streuung an der Haut-Luft-Grenze können am Humerus erfolgte Reflexionen³ das Meßergebnis verfälschen.
- Sogenannte "Überkoppelchos"⁴ durch das Ankoppelmittel ergeben weitere Störgrößen.

Aus vorstehenden Gründen wurde eine Meßeinheit für ein Durchschallungsverfahren mit Wasserankoppelung eingerichtet (Abbildung 17).

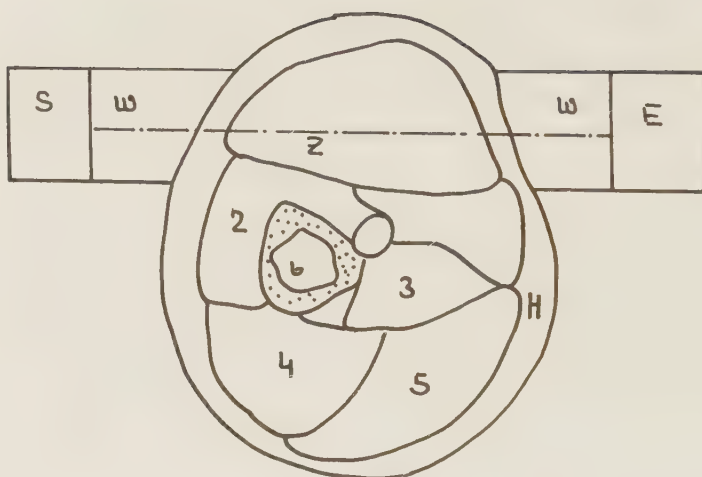
¹ Siehe auch Physik des Ultraschalls, S.75 ff

² Bergmann, Der Ultraschall und seine Anwendung in Wissenschaft und Technik 1949

³ Siehe auch Physik des Ultraschalls, S.75 ff

⁴ Corsepius H.W., Ultraschallprüftechnik für den Praktiker 1977

Abbildung 17:



- 1 = Muskulus biceps brachii
- 2 = Muskulus brachialis
- 3 = Caput mediale musculus tricipitis
- 4 = Caput laterale musculus tricipitis
- 5 = Caput longum musculus tricipitis
- 6 = Humerus

- S = Ultraschallsendekopf
- E = Ultraschallempfangskopf
- W = Wasservorlaufstrecken
- Z = Ultraschallzentralstrahl
- H = Cutis und Subcutis

Das Ultraschall-Meßgerät

Eine der Abbildung entsprechende Ultraschall-Meßeinrichtung wurde von uns konstruiert und von Fröhner¹ eingehendst beschrieben. Hierzu folgende Übersichtsdaten:

Ein Sinus-HF-Generator erzeugt mit dem Ultraschallwandler US-Schwingungen einer Frequenz von 2,24 MHz und einer Wellenlänge von 0,7 mm (im Muskelgewebe) (Bild 1). Diese Ultraschall-schwingungen werden nicht konstant, sondern gruppenweise in Impulsbündeln (Bild 3) in den Muskel geschickt. Diese Impulsbündel werden dadurch erzeugt, daß die vom HF-Generator angeregten Schwingungen von einem Impulsgenerator getaktet (Bild 2), das heißt durchgelassen oder gesperrt werden. Gemessen wird dann die Laufzeit dieser Impulsbündel (Bild 4). Die Messung selbst erfolgt zum einen auf dem Bildschirm eines Oszilloskops (Bild 4) und oder zum anderen durch einen elektrischen Zähler, der durch den Sendeimpuls synchronisiert die Sende-Empfangszeit mißt.

Diese Zeitdifferenz wird über einen Analogspeicher in eine ihr proportionale Gleichspannung verwandelt, die ihrerseits zur weiteren Verwendung bereitsteht.

Kompensationsschaltung

Um die durch die Vorlaufstreckenänderung bedingten Meßwertverfälschungen zu vermeiden, wurden die Ultraschallköpfe mit ihren aufmontierten Vorlaufstrecken (Bild 5) beweglich (abstandsbeweglich mit eindeutiger Ausrichtung aufeinander!) gelagert (Parallelogramm-Schienen). Über eine geeignete Opto-electronische Maßeinheit wird eine der Bewegung proportionale Gleichspannung erzeugt. Beide vorgenannten Gleichspannungen werden so in eine Differenzschaltung eingegeben, daß, bei sich physikalisch nicht veränderndem Laufmedium, die

¹ Fröhner N., Dissertation 1983

Ausgangsspannung, unabhängig von der Entfernung der Piezowandler zueinander, Null ist. Erst bei sich physikalisch bewegenden, in der Schallgeschwindigkeit verändernden Strukturen wie dem Muskel, resultiert eine der Schallgeschwindigkeitsänderung proportionale Ausgangsspannung.

Modellanalyse zur Meßwertverfälschung durch die Ankoppelung

Für eine Modellrechnung werden folgende Ultraschalllaufstrecken gewillkürt und als Ankoppelmittel Wasser angenommen:

Wasservorlaufstrecken von je 2 cm Länge, eine Ultraschallzentralstrahllaufstrecke im entspannten Muskel von 8 cm und im kontrahierten Muskel von 10 cm und ein fest eingestellter Abstand von Sende- und Empfangskopf von 12 cm.

Bei Entspannung ergibt dies:

Bei einer Wasservorlaufstrecke von 4 cm, eine Laufzeit von $26,72 \mu\text{s}$ bei der Wasserschallgeschwindigkeit $C_{\text{H}_2\text{O}}$ von $1497 \frac{\text{m}}{\text{s}}$,

bei einer Muskelzentralstrahlstrecke von 8 cm, eine Laufzeit von $51,02 \mu\text{s}$,

bei der Muskelschallgeschwindigkeit C_{M} von $1568 \frac{\text{m}}{\text{s}}$.

Daraus folgt eine Entspannungslaufzeit von $77,74 \mu\text{s}$.

Bei Kontraktionen ergibt dies:

Bei einer Wasservorlaufstrecke von 2 cm, eine Laufzeit von $13,36 \mu\text{s}$

bei der $C_{\text{H}_2\text{O}}$ von $1497 \frac{\text{m}}{\text{s}}$,

bei einer Muskelzentralstrahllaufstrecke von 10 cm, eine Laufzeit von $63,78 \mu\text{s}$ bei der C_{M} von $1568 \frac{\text{m}}{\text{s}}$.

Daraus folgt eine Kontraktionslaufzeit von $77,14 \mu\text{s}$.

Der Unterschied von $0,6 \mu\text{s}$ zwischen Entspannungs- und Kontraktionslaufzeit ist ausschließlich auf die Längenänderung der Wasservorlaufstrecke zurückzuführen, da die C_{M} Muskelschallgeschwindigkeit als konstant angenommen wurde. Die Konsequenz dieser Meßergebnisverfälschung ist eine scheinbare Schallausbreitungsgeschwindigkeitserhöhung im Muskel!

Eine Vorlauf-Ankoppel-Flüssigkeit mit einer Schallgeschwindigkeit, die der des Ruhemuskelns entspricht, würde dem Abhilfe schaffen.

Da die Muskeloberfläche nicht eben, sondern gekrümmt ist, ergeben sich neben Ankoppelschwierigkeiten (Dichtigkeit) auch geschwindigkeitsrelevante Unterschiede im Eindringen bzw. im Austreten der Verdünnungs-Verdichtungs-Schallwellen, die sich ja alle 0,7 mm periodisch wiederholen. Diese theoretischen Verschiebungen dürften den Meßwert jedoch nicht entscheidend verändern.

Bild 12: Sinusschwingung einer Frequenz $\approx 2,24$ MHz am
Oszilloskopbildschirm

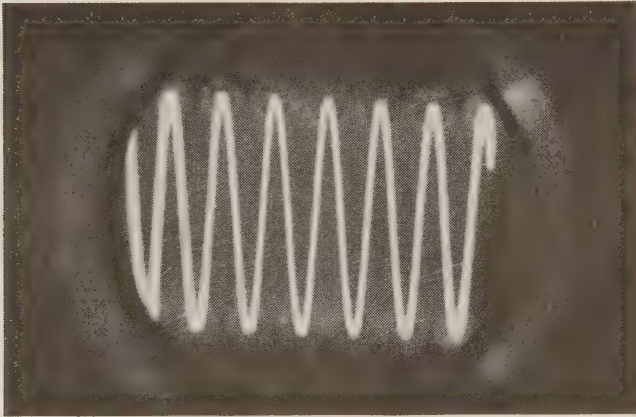


Bild 13: Taktimpuls des Impulsgenerators am Oszilloskop-
bildschirm

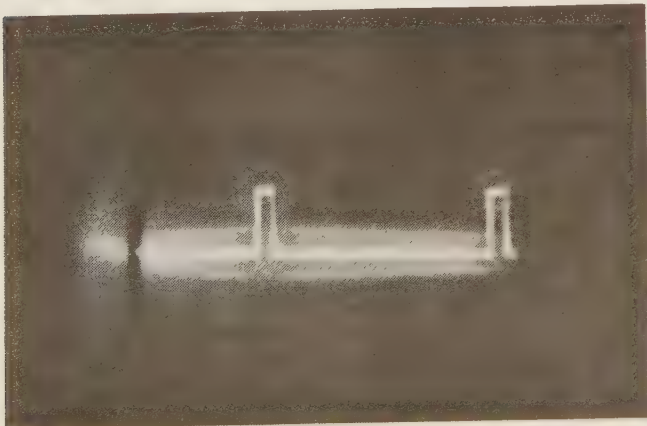


Bild 14: Getaktete Impulsbündel am Oszilloskopbildschirm

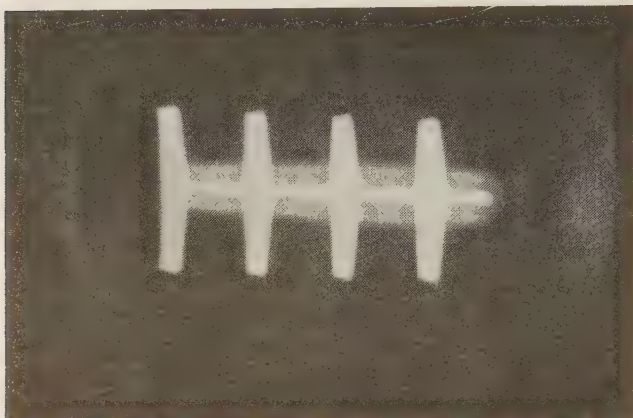
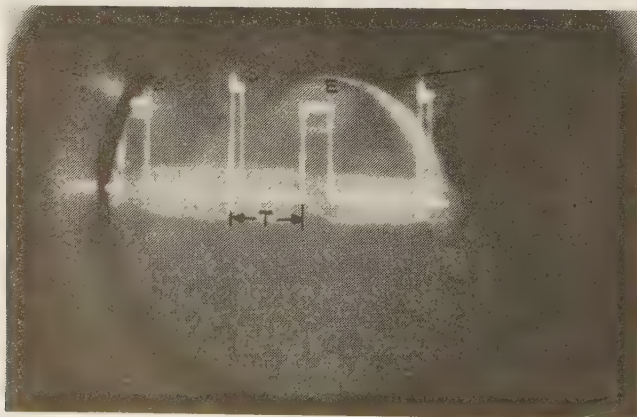


Bild 15: Meßoszillogramm nach "Muskeldurchlauf"



S = Sendepuls
E = Empfangsimpuls
T = Laufzeit

Bild 16:

- A = Ultraschall-Sendekopf
- B = Ultraschall-Empfangskopf
- C = Parallelogrammgelenke zur Abstandsänderung
- E = Grundplatte
- F = Stützplatten
- G
- H = Höheneinstellung
- I
- K = Neigungswinkeljustierung
- L = Trägerplatte
- M = Horizontaljustierung der Köpfe
- N = Wasservorlaufstrecken
- OQ = Wasserzu- und -ablauf
- R = Stützplattenpolsterung
- S = Opto-electronische Kompensationseinheit

Der Skelettmuskel - geschwindigkeitsrelevanter Aufbau

Der vom Ultraschallstrahl durchlaufene Skelettmuskel ist aus geschwindigkeitsrelevantem - sich während der Kontraktion veränderndem und geschwindigkeitsirrelevantem - sich während der Muskeltätigkeit nicht veränderndem Material zusammengesetzt. Dazu betrachten wir im folgenden die Zusammensetzung¹ des Muskels²:

H ₂ O	768 g/kg
Proteine	
Struktur -	140 g/kg
wasserlöslich -	60 g/kg

Die Gesamtproteine des Muskels machen 20 % seiner Masse aus.

Gesamtproteine (Skelettmuskulatur)	200
Proteine im Sarkoplasma	45
intrazelluläre Membranen	10 - 15
Mitochondrien	10 - 15
<u>kontraktile Proteine</u>	
Myosin	70 - 75
Aktin	25 - 30
Tropomyosin + Troponin	7 + 8
Bindegewebe	25

Die kontraktile, also geschwindigkeitsrelevanten Bestandteile des Muskels machen 11,5 % seiner Masse aus, wobei 7,3 % auf das Myosin und 4,3 % auf den Aktin-Troponin-Tropomyosin-Komplex entfallen.

¹ Hasselbach, Kramer, Muskel, Band 4, 1975

² Siehe auch Muskelmorphologie, S. 1 ff

Die Schallgeschwindigkeitswerte³ für

$$\text{Wasser} \quad c_{\text{H}_2\text{O}} = 1497 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

und

$$c_{\text{Muskel}} = 1568 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

ergeben bei der Muskelzusammensetzung aus 76,8 % Wasser H_2O und 23,2 % Rest (wird gleich Protein gesetzt) eine Schallgeschwindigkeit von $1803 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ für das Protein.

³ Hasselbach, Kramer, Muskel, Band 4 1975

Betrachtung einer Durchschallungsmessung unter idealisierten, mit physiologischen und physikalischen Gegebenheiten nicht übereinstimmenden Voraussetzungen.

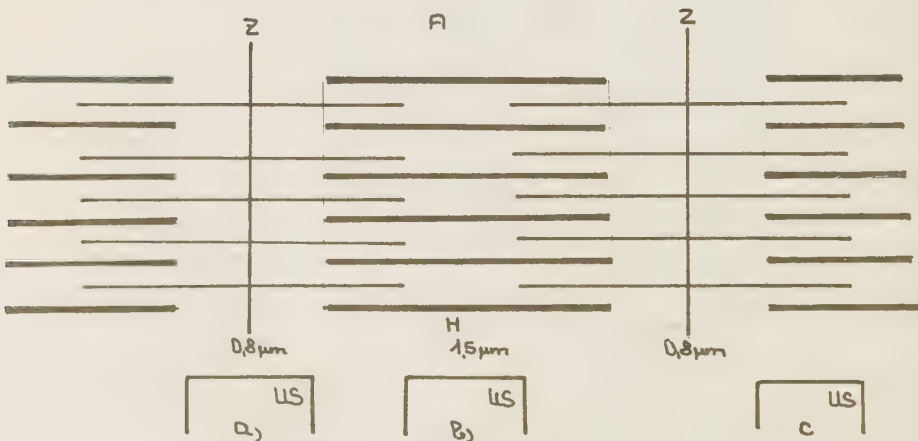
Die Berechnung findet unter idealisierten Bedingungen statt, wobei ein "gebündelter Schallstrahl" von $1\text{ }\mu\text{m}$ Durchmesser in einen etwa 100 mm "dicken" Muskel eintritt und ihn ohne Streuung und Brechung durchläuft. Ferner ist angenommen, die Zuckungsfasern liegen so nebeneinander, daß sich die Banden auf gleicher Höhe befinden. Elektronenmikroskopische Erkenntnisse besagen, daß innerhalb einer Zuckungsfaser die identischen Banden auf gleicher Höhe liegen. Die Fasern selbst sind gegeneinander verschoben, was aber jetzt außer acht gelassen wird! Das Ultraschall-Longitudinal-Wellenbündel läuft jetzt

a) im Bereich der Z-Bande und

b) im Bereich der H-Bande,

wobei a) und b) den erschlafften und c) den kontrahierten Zustand simuliert.

Skizze 4:



Zu den nachfolgenden Berechnungen ist noch zu sagen, daß in lebenden Fasern die Membranen Volumenveränderungen durch Wasserverschiebung verhindern⁴.

a) Kontraktile Proteine (Aktin-Komplex) = 4,3 %

Sonstige Proteine = 8,5 %

Summe = 12,8 %
=====

Rest (Wasser etc.) = 87,2 %

Die Laufzeit a) beträgt 65,3 μ s
=====

b) Kontraktile Proteine (Myosin) = 7,3 %

Sonstige Proteine = 8,5 %

Summe = 15,8 %
=====

Rest (Wasser etc.) = 84,2 %

Die Laufzeit b) beträgt 64,9 μ s
=====

c) Kontraktile Proteine (M+A) = 11,5 %

Sonstige Proteine = 8,5 %

Summe = 20,0 %
=====

Rest (Wasser etc.) = 80,0 %

Die Laufzeit c) beträgt 64,5 μ s
=====

Bei diesen idealisierten, unphysiologischen und die technischen Möglichkeiten außer acht lassenden Meßbedingungen kommt man nach den vorstehenden Berechnungen zu Laufzeit-

⁴ Hasselbach, Kramer, Muskel, Band 4 1975

unterschieden von 0,4 bzw. 0,8 μ s zwischen entspannten und angespannten Muskeln, was einer Wasserstrecke von 0,6 mm entspricht.

Folgende Annahmen müssen berichtigt werden:

- Die Banden liegen zwar innerhalb einer Zuckungsfaser auf gleicher Höhe, jedoch nicht innerhalb des Muskels, wo die Fasern nicht einmal streng parallel laufen.
- Der Einfluß der Serien- bzw. parallelelastischen Elemente kann ebensowenig erfaßt werden wie
- die vorhandenen Dichtesprünge durch Sarkomere, Blut und Lymphgefäße.
- Der Muskel macht bei der Kontraktion keine Gewichtsveränderung und praktisch keine Volumenänderung (vernachlässigbar gering) durch - jedoch eine Formänderung, was eine nötige Konstanthaltung des Wandlerabstands unmöglich macht.
- Ein "feiner Ultraschallstrahl" ist nicht möglich, da sich die ausgestrahlte Welle umso mehr einer Kugelwelle angleicht, je kleiner die Wandler sind und die Wandlergröße auch von der Frequenz abhängt.

Zusammenfassende Diskussion der experimentell und theore-

tisch ermittelten Ergebnisse

Die aus der Änderung (Faktor 100) des Elastizitätsmoduls für Skelettmuskeln fälschlicherweise abgeleitete Auswirkung (Faktor 10) auf die Ultraschalllaufzeit¹ hat sich experimentell nicht nachweisen lassen² und hielt auch einer eingehenden theoretischen Überprüfung nicht stand.

Die Elastizitätsmoduländerung des Gesamtkomplexes Muskel ist für die Ultraschalleitungsgeschwindigkeit irrelevant, da diese auf molekularer Basis fortgeleitet wird und wie Untersuchungen ergeben haben, in molekularer Hinsicht bei der Kontraktion keine Dichteänderung stattfindet³. Es findet also eine Strukturveränderung des Gesamtkomplexes statt, die jedoch die "Materialeigenschaften" (Dichte) der molekularen Strukturen nicht betrifft. Die auf Seite 94 skizzierte Abbildung der Gleitfilamente zeigt die Veränderung und ihren Einfluß.

Eine Veränderung der Laufzeit ist selbst im hypothetischen Idealfall (0,4 - 0,8 µs) nicht am Oszilloskop zu beobachten, da sie die Impulspause um 0,8 % verändern würde, was nicht ablesbar respektive optisch quantifizierbar ist. Eine Berücksichtigung der morphologischen Gegebenheiten und ein nötiger Sicherheitsfaktor lassen erkennen, daß eine optische Laufzeit-Kontrolle per Oszilloskop nicht möglich ist.

Technisch läßt sich das Problem der Messung so kleiner Differenzwerte, wenn überhaupt, nur unter nicht zu vertretendem Aufwand elektronischer Art angehen, wobei man bald⁴ an die Grenze der Möglichkeiten der Bauteilelektronik stößt.

¹ Die Muskeltonusmessung im Ultraschall, S. 80

² Beschreibung Fröhner N., Dissertation 1983

³ Wilkie R., Facts and Theories about muscle 1954

⁴ Fröhner N., ebenda

Zusammenfassung

=====

Die angestellten Experimente und theoretischen Überlegungen haben zu der Erkenntnis geführt, daß die Muskeltonusmessung mit Hilfe der Ultraschallaufzeitmessung auf den beschrittenen Wegen nicht möglich ist.

Die dafür ausschlaggebenden Gründe sind sowohl physikalisch-technischer als auch morphologisch-anatomischer, physiologischer und physikalischer Natur:

- Die Aktivierung des geringen Anteils kontraktile Proteine erfolgt asynchron und deskontinuierlich.
- Die Ultraschallaufzeit wird durch mechanische und andersartige Faktoren viel höher als durch die ursprünglich muskeltonusbedingten Veränderungen beeinflusst.
- Bei der Kontraktion sind keine Änderungen von Dichte, Volumen und Elastizität auf molekularer Basis zu erwarten.
- Selbst bei Auftreten von den ursprünglich angenommenen Änderungen wäre ihre Registrierung mit vertretbarem technischen Aufwand nicht möglich.

Diese Erkenntnisse wurden durch Experimente mit unseren Meßapparaturen voll bestätigt.

Somit bleibt die Muskeltonusmessung ein bisher unbefriedigend gelöstes Problem der Physiologie und es ist legitim nach neuen Möglichkeiten zu suchen. Die hervorstechendste Eigenschaft des Skelettmuskels, seine tonusproportionale Strukturfestigkeitsänderung, wäre ein Anlaß, die in der Werkstoffprüfung bereits erfolgreich angewandte Strukturresonanzmessung¹ einer eingehenden Diskussion zu unterziehen.

¹ Kottas H., Über Messungen der dynamischen Konstanten von Baustoffen und anderen Festkörpern nach dem Resonanzverfahren 1964
Lueger, Werkstoffe und Werkstoffprüfung 1961

Literaturverzeichnis
=====

1. Bergmann, L.: Der Ultraschall und seine Anwendung in Wissenschaft und Technik, S. Hirzel Verlag Stuttgart 1949
2. Brecht, K.: Muskelphysiologie in: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie; Keidel W.D., Georg Thieme Verlag Stuttgart, 5. überarbeitete und erweiterte Auflage 1979
3. Buddecke, E.: Grundriß der Biochemie, Walter de Gruyter Verlag Berlin, New York 1977
4. Caspers, H.: Zentralnervensystem in: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie, Keidel W.D., Georg Thieme Verlag Stuttgart 1979
5. Chivers, R.C., Hill, C.R.: Ultrasonic Attenuation in Human Thissue. Ultrasound in Med. Biol. 2, 25-29 (1975) zit. nach Lutz, Ultraschallverfahren 1977
6. Corsepius, H.W.: Ultraschall Prüftechnik für den Praktiker in: Zeitschrift messen + prüfen/automatik, Juli/August 1977 bis Dezember 1980
7. David, E.: Ist der Muskeltonus meßbar? In: Tagungsbericht: Internationales Symposium. Neue Aspekte in der Leitungsmedizin Graz 1980
8. David, E.: Spinale Motorik in: Die infantilen Zerebralparesen. Herausg. von Harald Thom, Georg Thieme Verlag Stuttgart New York 1982
9. Dussik, K.: Über die Möglichkeiten hochfrequente Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwerten. Z. Neurol, Psychiat. 1942, zit. nach Lutz, Ultraschalldiagnostik
10. Feigenbaum, H.: Echocardiography, Philadelphia: Lea und Febiger 1972, zit. nach Lutz, Ultraschalldiagnostik
11. Foix, C.: Sur le tonus et les contractures. Rev. neurol II (1924) 1-22 aus Hopf H.C., Tonusprüfung
12. Fröhner, N.: Dissertation, Erlangen 1983
13. Ganong, W.F.: Lehrbuch der Medizinischen Physiologie, 2. Auflage Springer Verlag Berlin 1974
14. Gillis, J.M.: La recherche 1975
15. Gordon, D.: Zwei- und dreidimensionale Ultraschalltechniken in der medizinischen Diagnostik. Schweizer medizinische Wochenschriften 1969, zit. nach Lutz, Ultraschalldiagnostik

16. Haase, J.: Haltung, Bewegung - spinale Koordination in: Sensomotorik
17. Hartridge, H.: The avoidance of objects by bats in their flights. J. Physiol. 1920, zit. nach Lutz, Ultraschall-diagnostik
18. Hasselbach, W., Kramer, K.: Muskel in: Physiologie des Menschen Bd. 4, 2. Aufl., Hrsg. O.H. Gauer, K. Kramer, R. Jung, Verlag Urban und Schwarzenberg, München-Berlin-Wien 1975
19. Hoffmann, E.: Funktionelle Biochemie des Menschen Bd.1 und 2, Verlag Friedrich Vieweg und Sohn, Braunschweig-Wiesbaden 1979
20. Hoffmann, P.: Die physiologischen Eigenschaften der Eigenreflexe 1934
21. Hofmann, M.: Totale Prothesen nach dem All-Oral-Verfahren, Verlag Urban und Schwarzenberg, München-Berlin-Wien 1982
22. Holländer, H.J.: Die Ultraschalldiagnostik in der Schwangerschaft, München-Berlin-Wien: Urban und Schwarzenberg 1975, zit. nach Lutz, Ultraschalldiagnostik
23. Hopf, H.C. Schaltenbrand, G.: Myographie, in: G. Schaltenbrand, spezielle neurologische Untersuchungsmethoden. Thieme Verlag Stuttgart 1968, zit. nach Hopf, Muskeltonusprüfung
24. Hopf, H.C., Strippler: Tonusprüfung (Mechanomyographie) 1974
25. Hubbart, A.W.: Science and Medicine in Exercise and Sports 1979, zit. nach Wyssotschin, Polymyographie of Ultrasound
26. Huxley, H.E., Hanson: The Molecular Basis of contraction in Cross-striated Muscles. In: The Structure and Funktion of Muscle. G.H. Bourne: Acadmic Press, New York/London 1960, zit.nach Brecht, Muskelphysiologie
27. Huxley, A.F., Simmons, R.M.: Proposed mechanism of force generation in striated muscle. Nature 233 1971
28. Keidel, W.D.: Über die Verwendung des Ultraschalls in der klinischen Diagnostik in: Ärztliche Forschung Bd. 1, S. 340, 1948
29. Keidel, W.D.: Über eine neue Methode zur Registrierung der Volumenänderung des Herzens am Menschen in: Der Ultraschall in der Medizin, Bd. 1, Hrsg. Woeber, S. Hinzl Verlag, Stuttgart 1960 und Zeitschrift für Kreislauf, 39 1950
30. Keidel, W.D.: Vibrationsreception, der Erschütterungssinn des Menschen, Erlanger Forschung, Reihe B: Naturwissenschaften, Bd. 2, 1956, zit. nach David: Ist der Muskeltonus meßbar?

31. Keidel, W.D.: Animalische Physiologie (Vorlesungsscript für Logopäden), Erlangen 1977
32. Keidel W.D.: Anleitung zu den physiologischen Übungen (Script) Erlangen 1978
33. Keidel, W.D.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie Georg Thieme Verlag Stuttgart 1979
34. Kottas, H.: Über Messungen der dynamischen Konstanten von Baustoffen und anderen Festkörpern nach dem Resonanzverfahren in: Wissenschaftliche Zeitschrift der Hochschule für Bauwesen Leipzig 1963
35. Krautkrämer, J., Krautkrämer, H.: Werkstoffprüfung mit Ultraschall, Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1966, zit. nach Lutz, Ultraschalldiagnostik
36. D. Van der Laarse and W.J. Costerveld: Muscular Tonus Measurements in Medicine and Sport, vol.b.: Biomechanics II, pp. 308 - 315. Basel 1971
37. Lueger: Lexikon der Technik Bd. 3: Werkstoffe und Werkstoffprüfung, Hrsg. Wellinger K.mit Krächloh E., Deutsche Verlagsanstalt Stuttgart 1961
38. Lutz, H.: Ultraschalldiagnostik 1977
39. Mc Minn, R.M.H., Hutchings, R.T., Rohen, J.W.: Photographischer Atlas der Anatomie des Menschen, F.K. Schattauer Verlag Stuttgart-New York 1977
40. Piéron, H.: Les formes et le mecanisme cerveau du tonus. Rev.neurol (1920) 980 - 1011 aus Hopf H.C. Tonusprüfung
41. Pohlmann, R., Richter R., Parow, E.: Über die Ausbreitung und Absorption des Ultraschalls im menschlichen Gewebe und seine therapeutische Wirkung am Ischias und Plexusneuralgie. Deutsche medizinische Wochenschrift 1939, zit. nach Lutz, Ultraschalldiagnostik
42. Popov, S.N., Vysocin, Ju.W., Larionov, A.S. und Teslenko, Z.A.: Probleme der Wiederherstellung der Leistungsfähigkeit von Sportlern nach hohen Trainingsbelastungen, Kiew 1974, zit. nach Wyssotschin: Polymyographie
43. Reeh: Supraspinale Motorik, Erlangen-Nürnberg
44. Reichel, H.: Muskelphysiologie. Springer Berlin 1960, zit. nach Hopf, Muskeltonusprüfung
45. Rohen, J.W.: Anatomie für Zahnmediziner, F.K. Schattauer Verlag Stuttgart-New York 1977

46. Schaltenbrand, G.: Messung des Dehnungswiderstandes am menschlichen Muskel bei Gesunden, Spastikern und Parkinsonismusanfällen. Dtsch. Z. Nervenheilk. 1929, zit. nach Hopf, Muskeltonusprüfung
47. Schaltenbrand, G., Hampl, G.F.: Über einen neuen Myographen Dtsch. Z. Nervenheilk. 1958, zit. nach Hopf, Muskeltonusprüfung
48. Schiefer, W., Katzner, E.: Klinische Echocephalographie, Springer Verlag 1960
49. Schoops, W.: Die Ultraschall-Doppler-Methode in der Diagnostik der arteriellen und venösen Störungen in den Extremitäten. Internis 1976, zit. nach Lutz, Ultraschalldiagnostik
50. Schultz, P.: Arch. Physiol., zit. nach E.A. Spiegel 1929 aus Hopf H.C. Tonusprüfung und David: Muskeltonus
51. Sherrington, C.S.: Decerebrate rigidity and reflex coordination of movements. J. Physiol. London 1898, zit. nach Reeh, Supraspinale Motorik
52. Silbernagl, S., Despopoulos, A.: Taschenatlas der Physiologie Georg Thieme Verlag, Deutscher Taschenbuch Verlag 1979
53. Spiegel, E.A.: Der Tonus der Skelettmuskulatur-Monographie. Neurol. und Psychiat. Springer Berlin 1927, zit. nach Hopf, Muskeltonusprüfung
54. Spiegel, E.A.: Tonus. In: Handbuch der normalen und pathologischen Physiologie Bd. 19. Springer Berlin 1929, zit. nach Hopf, Muskeltonusprüfung
55. Valvo, Handbuch Piezoxide (PXE) 1981
56. Vértés, L.: Myotonographie Medizinal Markt ACIA Medio Technica Nr. 5 1971
57. Vértés, L.: Neuer Apparat zur Registrierung der Funktion der quergestreiften Muskulatur, Chirurg 44, Springer Verlag 1973
58. Vysocin, Ju.V.: Dissertacija, Leningrad 1974, zit. nach Wyssotschin, Polymyographie
59. Vysocin, Ju.V.: Physiologische und klinische Effekte eines lokalen negativen Drucks Moskau 1976, zit. nach Wyssotschin, Polymyographie
60. Wells, P.N.R.: Absorption and Dispersion in Biological Tissue 195, zit. nach Lutz, Ultraschalldiagnostik

61. White, D.N.: Ultrasound in Medical Diagnosis Kingston Ontario: Ultramedison 1976, zit. nach Lutz, Ultraschall-diagnostik
62. Wilkie, D.R.: Facts and Theories about muscle, Progr. Biophys. 10 1954
63. Winton, F.R.: Tonus in mammalian unstriated muscle. J. Physiol. (Lond.) 1930
64. Wyssotschin, J.W. Die Polymyographie - eine Methode zur Untersuchung des Funktionszustands des neuromuskulären Systems bei Sportlern, Med. und Sport 19, 1979

L e b e n s l a u f

Name:	K i n d
Vorname:	Gerhard Paul
Geburtsdatum:	22.5.1955
Geburtsort:	Proskau, Krs. Oppeln
Staatsangehörigkeit:	Deutsch
Eltern:	Kind Oswald, Schreiner Kind Anna, Hausfrau
Geschwister:	Kind Klaus

Schulischer und beruflicher Werdegang:

1961 - 1967	Grundschule Schönbrunn
1967 - 1971	Knabenrealschule Landshut, Erlangung der Mittleren Reife
1971 - 1974	Gesellenbrief im Rundfunk- und FS- Techniker-Gewerbe
1974 - 1976	Fachgebundene Hochschulreife an der Berufsoberschule Landshut
1976 - 1977	Grundwehrdienst
1977	Allgemeine Hochschulreife
1978 - 1983	Studium der Zahnmedizin an der Universität Erlangen-Nürnberg

Copy-Center 2000

852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30
Tel. 09131-26197